



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Medicina

Escuela Profesional de Tecnología Médica

Utilidad del software de reducción de artefactos metálicos en tomografía computarizada aplicado a pacientes con implantes metálicos. Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Lima 2018

TESIS

**Para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología
Médica en el área de Radiología**

AUTOR

Eduardo Ubaldo PÉREZ MEJÍA

ASESOR

Mg. Carmen Cecilia MUÑOZ BARABINO

Lima, Perú

2019



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Pérez, E. Utilidad del software de reducción de artefactos metálicos en tomografía computarizada aplicado a pacientes con implantes metálicos. Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Lima 2018 [Tesis]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina, Escuela Profesional de Tecnología Médica; 2019.

HOJA DE METADATOS COMPLEMENTARIOS

CÓDIGO ORCID DEL AUTOR:

- NO TENGO

CÓDIGO ORCID DEL ASESOR:

- 0000 – 0003 – 1367 – 0540

DNI DEL AUTOR:

- 72491425

GRUPO DE INVESTIGACIÓN:

- NO PERTENECE

INSTITUCIÓN QUE FINANCIA PARCIAL O TOTALMENTE LA INVESTIGACIÓN:

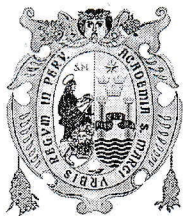
- AUTOFINANCIADO

UBICACIÓN GEOGRÁFICA DONDE SE DESARROLLÓ LA INVESTIGACIÓN. DEBE INCLUIR LOCALIDADES Y COORDENADAS GEOGRÁFICAS:

- INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS
- DIRECCIÓN: AV. ANGAMOS 2520, SURQUILLO 15038 – LIMA
- LATITUD: 12°6'44.3''S
- LONGITUD: 76°59'54.05''W

AÑO O RANGO DE AÑOS QUE LA INVESTIGACIÓN ABARCÓ:

- SETIEMBRE 2018 A NOVIEMBRE 2018



Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú, Decana de América
Facultad de Medicina
Escuela Profesional de Tecnología Médica



"AÑO DE LA LUCHA CONTRA LA CORRUPCIÓN E IMPUNIDAD"

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

Conforme a lo estipulado en el Art. 113 inciso C del Estatuto de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos (R.R. No. 03013-R-16) y Art. 45.2 de la Ley Universitaria 30220. El Jurado de Sustentación de Tesis nombrado por la Dirección de la Escuela Profesional de Tecnología Médica, conformado por los siguientes docentes:

Presidente: Mg. Lusin Antonio Ponce Contreras
Miembros: Lic. Abelardo Néstor Tenio Obregón
Mg. Misael Jefferson Fajardo Quispe
Asesor : Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino

Se reunieron en la ciudad de Lima, el día 06 de marzo 2019, procediendo a evaluar la Sustentación de Tesis, titulado **UTILIDAD DEL SOFTWARE DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTOS METÁLICOS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA APLICADO A PACIENTES CON IMPLANTES METÁLICOS . INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS, LIMA 2018** , para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología Médica en el Área de Radiología del Interno:

EDUARDO UBALDO PÉREZ MEJÍA

Habiendo obtenido el calificativo de:

18

(en números)

Dieciocho

(en letras)

Que corresponde a la mención de: MUY BUENO

Quedando conforme con lo antes expuesto, se disponen a firmar la presente Acta.

Presidente

Mg. Lusin Antonio Ponce Contreras



Miembro

Lic. Abelardo Néstor Tenio Obregón

Miembro

Mg. Misael Jefferson Fajardo Quispe

Asesor (a) de Tesis

Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino

DEDICATORIA

A mis padres Eduardo e Yrene por el amor y apoyo
incondicional de siempre.

A mi hermanita Lucero por la sonrisa de cada día.

A mi familia en general por motivarme a luchar por
mis sueños.

AGRADECIMIENTO

A mi asesora Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino
por su tiempo y consideración para la elaboración
de este trabajo.

A los docentes de Tecnología Médica que fueron
parte de mi formación y de compañeros míos, por
su entrega y pasión a la hora de enseñar.

A los tecnólogos médicos del Instituto Nacional de
Enfermedades Neoplásicas que me apoyaron y
apuraron para la realización de este trabajo, con
cariño.

ÍNDICE

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN.....	10
1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES.....	11
1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN.....	15
1.3 OBJETIVOS.....	16
1.3.1 OBJETIVO GENERAL.....	16
1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	16
1.4 BASES TEÓRICAS.....	17
1.4.1 BASE TEÓRICA.....	17
1.4.2 DEFINICIÓN DE TÉRMINOS.....	31
1.4.3 FORMULACIÓN DE LA HIPÓTESIS.....	31
CAPÍTULO II: MÉTODOS.....	32
2.1 DISEÑO METODOLÓGICO.....	33
2.1.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	33
2.1.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.....	33
2.1.3 POBLACIÓN.....	33
2.1.4 MUESTRA Y MUESTREO.....	33
2.1.5 VARIABLES.....	34
2.1.6 TÉCNICA E INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	34
2.1.7 PROCEDIMIENTOS Y ANÁLISIS DE DATOS.....	36
2.1.8 CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	40
CAPÍTULO III: RESULTADOS.....	41
CAPÍTULO IV: DISCUSIÓN.....	51
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	55
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	58
ANEXOS.....	62

LISTA DE TABLAS

Tablas N°		Pág.
1	Características generales de los pacientes con implantes metálicos	42
2	Unidad Hounsfield en el área periprotésica: zona ósea, partes blandas y grasa, de la imagen sin Reducción de Artefactos Metálicos (MARs)	45
3	Unidad Hounsfield en el área periprotésica: zona ósea, partes blandas y zona grasa, de la imagen con Reducción de Artefactos Metálicos (MARs)	46
4	Comparación de las Unidades Hounsfield en el área periprotésica: zona ósea, partes blandas y grasa sin MARs y con MARs	47
5	Interpretabilidad diagnóstica con la aplicación del MARs	48
6	Unidades Hounsfield en el área periprotésica: zona ósea, partes blandas y grasa sin MARs y con MARs.	49

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico N°		Pág.
1	Edad de pacientes evaluados por tomografía computarizada	43
2	Sexo de los pacientes evaluados por tomografía computarizada	43
3	Tipo de estudio de tomografía computarizada indicado al paciente	44
4	Región anatómica examinada en el estudio tomográfico	44

Resumen

Objetivo: Determinar la utilidad del software de Reducción de Artefactos Metálicos (MARs) en tomografía computarizada en pacientes con implantes metálicos en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas durante los meses de Setiembre a Noviembre del año 2018.

Metodología: Estudio de tipo pre-experimental, cuantitativo, de tipo analítico, longitudinal, prospectivo y de nivel explicativo. Se utilizó 50 imágenes tomográficas, empleando la tecnología de la tomografía computarizada de energía dual, a las cuales se les aplicó el software de Reducción de Artefactos Metálicos como también no se les aplicó dicho software, para evaluar determinadas zonas del cuerpo donde se ubica el implante metálico. Proceso realizado en el Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas durante los meses de Setiembre a Noviembre del año 2018.

Resultados: En las imágenes sin MARs se observó una notable diferencia en las mediciones de los tres tejidos periprotésicos (tejido óseo, partes blandas y tejido graso) con respecto al tejido control; por otro lado, en las imágenes con MARs fue donde se observó una mínima diferencia entre mediciones de tejido periprotésico y tejido control. La comparación entre imágenes sin MARs y con MARs en los tres tejidos ($p=0.000$) demostró grandes diferencias significativas con respecto a la imagen. Con respecto a la interpretabilidad diagnóstica, se demostró que el 24% de las imágenes deterioradas por el artefacto metálico mejoró tras la aplicación del MARs a bueno y en el 48% a excelente.

Conclusión: La aplicación del MARs en combinación con la tomografía computarizada de energía dual logra disminuir los artefactos metálicos mejor que una tomografía convencional, incrementando la capacidad de identificar tejidos periprotésicos.

Palabras clave: Tomografía computarizada, energía dual, MARs, artefactos metálicos.

Abstract

Objective: To determine the utility of the software of Metallic Artifact Reduction (MAR) in computerized tomography for patients with metallic implants in the National Institute of Neoplastic Diseases during the months of September to November of the year 2018.

Methodology: Pre-experimental, quantitative type, analytical, longitudinal, prospective and explanatory level study. 50 tomographic images were used, using the dual energy computed tomography technology, to which the Metallic Artifact Reduction software was applied as well as the software was not applied, to evaluate certain areas of the body where the metallic implant is located. Process carried out in the Department of Radiodiagnosis of the National Institute of Neoplastic Diseases during the months of September to November of the year 2018.

Results: In the images without MARs, a notable difference was observed in the measurements of the three periprosthetic tissues (bone tissue, soft tissue and fatty tissue) with respect to the control tissue; on the other hand, in the images with MARs where a minimal difference was observed between measurements of periprosthetic tissue and control tissue. The comparison between images without MARs and with MARs in the three tissues ($p = 0.000$) showed large significant differences with respect to the image. Regarding the diagnostic interpretability, it was shown that 24% of the images deteriorated by the metallic artifact improved after the application of the MARs to good and in 48% to excellent.

Conclusion: The application of MARs in combination with dual energy computed tomography reduces metal artifacts better than conventional tomography, increasing the ability to identify periprosthetic tissues.

Key words: Computed tomography, dual energy, MARs, metal artifacts.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES

La tomografía computarizada (TC) es una técnica radiológica que permite registrar imágenes de distintos planos o secciones del cuerpo, cumple una tarea muy importante al momento de evaluar pacientes con implantes de metal. A pesar de ello, no se ha logrado contrarrestar uno de los grandes problemas vinculados con esta técnica: la aparición de artefactos que deterioran la calidad de la imagen, llamados artefactos metálicos o periprotésicos, los cuales son generados por los implantes de metal.¹

Las estructuras anatómicas relevantes a menudo quedan completamente oscurecidas por los artefactos, lo cual aumenta el riesgo de perder hallazgos útiles para el diagnóstico radiológico. La combinación de fenómenos físicos como la inanición de fotones y endurecimiento del haz hacen posible el origen de los artefactos metálicos.²

Es conocido que los implantes de metal de cadera (o comúnmente llamadas prótesis) causan artefactos metálicos en las imágenes de TC que aparecen como bandas oscuras y brillantes. Desde una perspectiva radiológica, los artefactos metálicos debidos a las prótesis de cadera pueden perjudicar significativamente la precisión en la evaluación de inflamación o hematomas en tejidos circundantes, como también pueden enmascarar lesiones focales anormales.^{1,3}

Otra lugar muy frecuente de implantes metálicos es la cavidad oral, la cual sufre una pérdida de la calidad de imagen de TC por los artefactos metálicos. Varios factores pueden ser útiles para la reducción de artefactos de metal en este caso: disminución de colimación o el aumento de dosis; pero estos efectos son limitados.⁴ Por eso existe un software que mejora potencialmente la visualización de las imágenes disminuyendo los artefactos metálicos producidos por empastes dentales o prótesis, lo cual proporciona clínicamente información importante para el diagnóstico radiológico en la cavidad oral.⁵

Existen diferentes implantes metálicos en diferentes lugares de la anatomía como por ejemplo: clips quirúrgicos, tornillos, implantes de columna, prótesis de hombro, hardware ortopédico, etc. los cuales también provocan artefactos metálicos siendo representados con rayas brillantes y oscuras en la imagen.⁶

La marca General Electric (GE) ha desarrollado una aplicación llamada *Software de Reducción de Artefactos Metálicos (MARs)* la cual está diseñada para revelar detalles anatómicos que no se logran visualizar a causa de los artefactos metálicos. Esto hace que los profesionales de la salud puedan adquirir imágenes tomográficas de buena calidad e interpretables para luego definir estructuras anatómicas con mayor confianza. Este novedoso software basado en proyecciones alcanza reducir el endurecimiento del haz, la atenuación de rayos x, y los artefactos metálicos provocados por los implantes de metal.⁷

Recientemente se ha informado que las técnicas de reducción de artefactos metálicos con TC de energía dual (TCED) reducen eficazmente los artefactos.⁸ Es por eso que GE crea la tecnología “*Gemstone Spectral Imaging (GSI)*” la cual utiliza imágenes monocromáticas para realizar mediciones precisas de proyección y reducir los errores de señal producidos por materiales de alta densidad.⁹ El uso del software MARs con la TC de energía dual GSI ha demostrado ser factible para la mejora de la delineación de los implantes metálicos del área periprotésica.⁸

Reynoso E et al. en 2017, realizaron una investigación que tuvo como objetivo estudiar la utilidad de la TC de energía dual, por medio de tecnología de imágenes espectrales *gemstone* (GSI) y de un software asignado a la reducción de artefactos metálicos (MARs), para la evaluación de tejidos periprotésicos y la interpretabilidad diagnóstica de posibles patologías relacionadas con implantes. Se trató de un estudio prospectivo que incluyó 80 pacientes con prótesis de metal en distintas partes del cuerpo. Se observó que en las imágenes con información policromática (convencionales) hubo diferencias significativas entre el área

periprotésica y el área de los controles, en los tres tejidos; por lo contrario, al utilizar imágenes espectrales monocromáticas virtuales con MARs no hubo diferencias significativas y existió más similitud entre áreas periprotésicas y áreas de control. Se valoraron como no interpretables todas las áreas periprotésicas en las imágenes con información policromática y 11 en las imágenes espectrales monocromáticas virtuales con MARs. Se concluyó que la TC de energía dual reduce los artefactos periprotésicos, siendo la tecnología óptima para identificar tejidos con mayor claridad y colaborando con la interpretabilidad diagnóstica de posibles patologías relacionadas con implantes.¹⁰

Katsura M y cols. en 2017, realizaron una investigación en el que efectuaron la revisión de una serie de bibliografías referente a la utilización del software MARs, y concluyen que el algoritmo MARs suprime principalmente los artefactos que se deben a la inanición de fotones, mientras que la técnica de TC de energía dual (imágenes monocromáticas virtuales) suprime principalmente los efectos del fenómeno de endurecimiento del haz. Por último menciona también que el algoritmo MARs conserva la mejora del contraste de yodo, además de reducir los artefactos y debe aplicarse preferiblemente en ciertas situaciones clínicas.⁶

Han SC y cols. en el año 2014, realizaron un estudio donde se planteó determinar la viabilidad de utilizar el software Metal Artifact Reduction para la tomografía computarizada abdominopélvica de energía dual en pacientes con prótesis de metal en la cadera. Se trató de un estudio retrospectivo que incluyó 33 pacientes con prótesis de metal y 20 pacientes que no tenían prótesis de metal como grupo de control. Para la validación del algoritmo de interpolación MARs, se hicieron fantasmas de pelvis con pequeñas “lesiones” de vejiga y prótesis de cadera metálica, y se evaluaron las imágenes de los fantasmas sin y con MARs. Entre los resultados, se observó que la calidad de imagen fue significativamente mejor con la reconstrucción hecha con MARs en todos los sitios, excepto en el recto, donde la calidad de imagen no había cambiado. En el estudio con fantasmas, todas las

lesiones oscurecidas por artefactos de metal en las imágenes de reconstrucción estándar se visualizaron después de la reconstrucción con MARs; sin embargo se han originado nuevos artefactos en otras partes de la imagen en la reconstrucción con MARs.³

Lee YH y cols. en el año 2012, publicaron una investigación titulada “Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without Metal Artefact Reduction software”, con el objetivo de evaluar la utilidad de la TC de energía dual con GSI en imágenes con y sin MARs. Para ello se realizó un estudio clínico en 26 pacientes con prótesis metálicas, todas las imágenes fueron revisadas retrospectivamente visualizando las regiones periprotésicas y la gravedad de los artefactos de endurecimiento del haz. Entre los resultados, se mencionó que la reconstrucción con GSI-MARs puede reducir marcadamente los artefactos relacionados con el metal, y puede mejorar la delineación de la prótesis y la región periprotésica. Resaltó el tener precaución al usar GSI-MARs porque la calidad de la imagen se vio afectada por la composición de la prótesis, la energía que se utilizó (en KeV) y el FOV.⁸

La implementación de modernas tecnologías en los centros de salud para el beneficio del paciente en la actualidad está en un aumento progresivo. El Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Lima – Perú¹¹, está a la vanguardia en cuanto a la tecnología médica se refiere en el país, por lo cual es uno de los pocos centros donde se utiliza la TCED como también la aplicación de algunas tecnologías especializadas como el MARs. Ante la implementación de estas tecnologías en el uso de la tomografía computarizada, se busca un diagnóstico de calidad y especializado, beneficiando así a los pacientes que llegan al instituto con implantes metálicos.

La presente investigación genera la siguiente pregunta: ¿Cuál será la utilidad del software de Reducción de Artefactos Metálicos (MARs) (GE) en tomografía computarizada en pacientes con implantes metálicos en el Instituto Nacional de

Enfermedades Neoplásicas durante los meses de setiembre a noviembre del año 2018?

1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN

Desde el inicio de la tomografía computarizada, los artefactos metálicos han reflejado una limitación significativa en la evaluación de imagen de diagnóstico.¹²

En la actualidad el aumento de pacientes que son atendidos con un implante metálico, ya sea en la cadera, extremidades, o en otra zona del cuerpo, viene siendo muy frecuente. Lo cual significa que el uso de un software de reducción de artefactos metálicos en un tomógrafo tiene que ser básico; ya que sería deseable evaluar el implante de metal en sí, la interfaz entre el implante y el hueso, el tejido adyacente y otros órganos aledaños que pueden ser encubiertos por el artefacto metálico.³

El Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, cuenta con un tomógrafo computarizado de marca General Electric modelo Revolution HD, de energía dual, con tecnología de imágenes espectrales “*Gemstone* GSI” del cual tiene el software adecuado a la reducción de artefacto metálico “MARs”, utilizado en la presente investigación.

Esta investigación aportará en la atención a los pacientes con implantes metálicos, el beneficio de una buena calidad de imagen diagnóstica.

Por otro lado, la investigación busca difundir en el país la utilidad de nuevas tecnologías de la tomografía computarizada moderna, que aporta mucha información en el informe médico.

Como tecnología de punta, el tecnólogo médico es un profesional capacitado y actualizado en la aplicación de esta tecnología.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 OBJETIVO GENERAL:

Determinar la utilidad del software de Reducción de Artefactos Metálicos (MARs) (GE) en tomografía computarizada en pacientes con implantes metálicos realizado en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas durante los meses de setiembre a noviembre del año 2018.

1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Determinar la unidad Hounsfield en el área periprotésica: zona ósea, partes blandas y grasa, de la imagen sin MARs.
- Determinar la unidad Hounsfield en el área periprotésica; zona ósea, partes blandas y grasa, de la imagen con MARs.
- Comparar las unidades Hounsfield en el área periprotésica: zona ósea, partes blandas y grasa, sin MARs y con MARs.
- Determinar la interpretabilidad diagnóstica de la imagen tomográfica relacionada con la aplicación del MARs.

1.4 BASES TEÓRICAS

1.4.1 BASE TEÓRICA

1.4.1.1 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

La tomografía computarizada fue diseñada y puesta en actividad por el ingeniero inglés Godfrey Hounsfield y el físico norteamericano Allan Cormack. Desde su exhibición, en 1972, esta técnica diagnóstica se ha vuelto indispensable para la evaluación de diversas patologías, y prueba de ello fue el otorgamiento a sus inventores del premio Nobel en 1979.¹²

1.4.1.1.1 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONVENCIONAL (TCC):

Es el modelo más tradicional de la tomografía. Se adquieren axialmente una serie de imágenes, con intervalos de espacios iguales, a través de un área del cuerpo. Después de cada corte hay una pequeña pausa, que permite el avance de la mesa, hasta llegar a una posición fijada.¹²

1.4.1.1.2 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA HELICOIDAL (TCH):

En la TCH se produce el desplazamiento conjunto del tubo de rayos x y la mesa de exploración, de tal manera que el haz de rayos x describe un recorrido, suprimiendo las pausas de la TCC. En otras palabras, se combinan el desplazamiento de la mesa durante el barrido y el movimiento rotatorio ininterrumpido del gantry, para al final obtener una adquisición volumétrica. (VER FIGURA N°1)

Entre los principales parámetros técnicos sobresale el factor de desplazamiento (pitch), que representa la relación entre el desplazamiento

de la mesa (mm) por cada rotación del tubo de rayos x y el espesor de corte (mm).¹²

1.4.1.1.3 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA MULTIDECTOR (TCMD):

La TCMD es una variedad de la TCH en el cual la matriz de detectores consta de varias filas de detectores (2, 4, 8,...) en lugar de una sola. Dichos equipos logran aumentar la resolución espacial y temporal en comparación con la TCH.¹²

1.4.1.1.4 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE ENERGÍA DUAL (TCED):

La tomografía con energía dual brinda la posibilidad de obtener datos con diferentes espectros de rayos x. La TCED tiene la ventaja de caracterizar ciertos elementos químicos y descubrir alteraciones en ausencia de anomalías morfológicas. Con los tomógrafos computarizados actuales, no se pueden caracterizar todos los elementos, solamente aquellos que manifiestan una marcada diferencia de atenuación a diferentes kilovoltajes. Por ejemplo, el agua, el aire y la grasa tienen un coeficiente de atenuación parecido a diferentes kilovoltajes, pero no son susceptibles de ser diferenciados con energía dual. En cambio, el calcio, el yodo, el ácido úrico, el gadolinio y el xenón presentan una importante y notable diferencia de atenuación lo que hace que puedan ser caracterizados.¹³

En un principio se planteó utilizar información espectral en tomografía allá por los años 70, pero no se alcanzó aceptación de la técnica debido a la variabilidad de los valores Hounsfield, la limitada resolución espacial, los extensos tiempos de adquisición que provocaban el movimiento del paciente y la dificultad del post-procesado, ya que en ese entonces el estudio tomográfico consistía en una doble adquisición. Pero desde el año

2006, el boom de la tomografía moderna y su revolucionaria tecnología hacen realidad la adquisición con energía dual más sencilla, a través de distintas técnicas.

Según los principios físicos de la energía dual, el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton son los principales fenómenos en que los fotones de los rayos x interaccionan con la materia para niveles de energía usados en la imagen médica.

Efecto Fotoeléctrico: Consiste en el desprendimiento de un electrón de la capa K debido a un fotón de rayos x incidente. Un electrón de una capa contigua rellena el espacio, y la energía se libera en forma de un fotoelectrón. La energía del fotón de rayos x tiene que ser superior al umbral energético de la capa K para que el efecto fotoeléctrico ocurra. Este umbral energético depende del número atómico Z de la sustancia, por lo tanto a mayor Z, mayor umbral de la capa K. La dependencia del efecto fotoeléctrico y la inconstancia de los umbrales de la capa K es la base fundamental de las técnicas de energía dual.¹⁴

Efecto Compton: Cuando un fotón de rayos x incidente tiene una energía muy superior a la energía de ligadura de los electrones de un átomo, este, al chocar con el electrón le transmite parte de su energía pero así mismo se dispersa de su trayectoria original. El fotón de rayos x dispersado obtiene una frecuencia y energía menor a la original.¹⁴

Los elementos químicos que componen el cuerpo humano (carbono, hidrogeno, oxígeno y nitrógeno) poseen el umbral de la capa K que oscila entre 0.01 y 0.53 kiloelectronvoltios (keV) (VER TABLA N°1), muy diferente de las energías empleadas en TC (80KVp y 140 KVp).

En cambio, el calcio y el yodo poseen umbrales de la capa K más cercanos a estos valores. Al encontrarse más próximo de 80 KVp, el efecto fotoeléctrico se valora mejor a 80 KVp que a 140KVp.

Por esa razón, al estudiar el calcio y el yodo a 80 KVp y 140 KVp tenemos distintas atenuaciones, en otras palabras, distintos valores Hounsfield. Esta diferencia es más notable en el caso del yodo, ya que al poseer un umbral de la capa K más cercano a 80 KVp que el calcio, se considera mucho más distorsionado por el efecto fotoeléctrico. (VER FIGURA N°2)

Por consiguiente, la energía dual es capaz de caracterizar, cuantificar o realzar distintos materiales gracias al estudio de su comportamiento a dos niveles de energía distintos.¹⁴

La energía dual se fundamenta, que la absorción de rayos x depende de la energía del haz y esta a su vez tiene una atenuación diferente a 80keV y 140keV. Esto aprueba clasificar los elementos, examinando la diferencia de atenuación con cada espectro de energía. En efecto, se requiere generar rayos x, donde el detector sea capaz de disgregar los fotones de distintas energías del espectro de rayos x.¹⁵ Hasta el día de hoy se han desarrollado 4 diferentes tipos de tomógrafos de energía dual: (VER FIGURA N°3) ⁶

- **TC de doble fuente de rayos x con doble detector:**

Consiste en utilizar dos tubos de rayos x que irradian a distintos voltajes simultáneamente, con sus respectivos detectores. Los dos tubos generan rayos x a baja y alta energía y tienen dos cadenas detectoras que capturan los espectros de baja y alta energía por separado (SOMATOM Definition DS, Definition Flash, Force, and Drive; Siemens Healthineers).⁶

- **TC de fuente única con cambio rápido de los valores de kV:**

Consiste en un solo tubo de rayos x el cual tiene un voltaje que sigue una curva pulsada para que cuando lleguen al detector, este recoja los datos dos veces por cada proyección (uno a bajo y otro a alto voltaje). La desventaja de esta técnica es la reducción del tiempo de rotación lo que genera largos tiempos de adquisición. También se conoce esta técnica como “*fast kV switching*” (Discovery CT 750HD; GE Healthcare).¹⁴

- **TC de fuente única con “Split-filter” en salida del tubo de rayos x:**

Consiste en colocar directamente un filtro dividido en la salida del tubo de rayos x, que divide el haz de rayos x en la dirección z en espectros de rayos x de baja y alta energía (SOMATOM DefinitionEdge; Siemens Healthineers).⁶

- **TC de fuente única con detector de doble capa o tipo sándwich:**

En esta técnica se utiliza un detector con dos capas las cuales tienen una alta sensibilidad para distintas energías del espectro de rayos x. Esta sensibilidad es gracias al material de centelleo, ZnSe o CsI en la capa superior y Gd₂ O₂S en la inferior. La gran desventaja de esta técnica es el sobreesfuerzo del hardware de los detectores al utilizar energía dual y la eficiencia a dosis pequeñas (IQonSpectral CT; Philips Healthcare).¹⁴

1.4.1.2 CALIDAD DE LA IMAGEN Y ATENUACIÓN

En tomografía computarizada, la calidad de la imagen se define como la fidelidad que guarda la imagen obtenida con la estructura anatómica real. Está influenciada por la técnica del estudio y por los diferentes parámetros utilizados en la

adquisición, reconstrucción, visualización y posprocesado. También intervienen las dimensiones del paciente, la administración de contraste y la posible existencia de artefactos en la imagen. Algunos de éstos pueden ser modificados por el tecnólogo; sin embargo, otros no pueden ser modificados. La calidad de la imagen está relacionada con la dosis de radiación. El objetivo principal es mantener la calidad con la mínima cantidad de radiación.

Para el entendimiento más práctico de la calidad de la imagen es importante conocer sobre la atenuación de la radiación. La forma de la imagen en tomografía computarizada está dada por el coeficiente de atenuación del objeto estudiado. Entonces, si la radiación generada por el tubo de rayos x que sale con una energía constante se mantendrá constante al atravesar el aire, pero cuando atraviesa un objeto, una parte de esa energía será absorbida al generarse un impacto entre fotones incidentes con los átomos del objeto receptor, produciéndose el efecto fotoeléctrico. A todo este fenómeno se le conoce como atenuación.

Tomando en cuenta dicho fenómeno, la atenuación dependerá del número atómico de la sustancia u objeto (cantidad de protones que componen los átomos), el grosor del objeto (distancia que atraviesa la radiación por todo el objeto) y la densidad del objeto (relación entre masa y volumen de la sustancia).

La calidad de la imagen posee la siguiente serie de características: la homogeneidad de imagen (linealidad), la resolución de contraste, la resolución espacial y la resolución temporal. (VER TABLA N°2)¹⁶

- Unidad Hounsfield: Es el número atribuido a cada pixel en la imagen de una tomografía computarizada y es la expresión de la densidad del objeto irradiado.
- Linealidad: Viene a ser el grado en que un número o unidad Hounsfield de un material dado es proporcional a su coeficiente de atenuación.

- Resolución de contraste: Viene a ser la diferencia del tono de gris entre un punto y otro de la imagen, lo que permite visualizar y diferenciar objetos o estructuras muy próximos de muy bajo contraste con pequeñas diferencias en su densidad.
- Resolución espacial: Es la capacidad de todo método de imagen para discriminar imágenes de objetos pequeños muy cercanos entre sí. Sólo está limitada por el tamaño del pixel.
- Ruido: Cuantitativamente, viene a ser la variación de los valores de representación de cada pixel sobre un mismo tejido por encima o por debajo del valor medio. Cualitativamente, viene a ser perceptible en la imagen final por la presencia de grano.
- Resolución temporal: Viene a ser la velocidad a la que se adquieren los datos. Está dada por la velocidad de rotación del gantry (medida en milisegundos). Su finalidad recae en evitar la borrosidad de la imagen provocada por el movimiento de órganos y estudios angiográficos.¹⁶

1.4.1.3 ARTEFACTOS EN TOMOGRAFÍA

La adquisición de estudios de TC debe ser de buena calidad para llegar a un diagnóstico adecuado, sin pasar por alto patologías, detallar con exactitud un hallazgo y/o realizar el seguimiento respectivo. Por eso, es indispensable que la imagen adquirida llegue a ser excelente, con un mínimo de errores para su análisis y posterior revaloración.

Un artefacto se define como una alteración o error en una imagen que no tiene relación en el sujeto o área anatómica examinada.¹ Etimológicamente, proviene de las palabras latinas *artis* (artificial) y *actum* (efecto), y significa que es un efecto artificial que modifica la calidad y fidelidad de una imagen, logrando ocultar una patología o generar falsos positivos.¹⁷

Los artefactos pueden tener numerosas causas, se tiene conocimiento de estos artefactos por su relación con la investigación:

1.4.1.3.1 Artefacto por endurecimiento del haz

El haz de rayos se endurece al atravesar un objeto, es decir, la energía media del haz aumenta al travesar una estructura, ya que los fotones de menor energía son absorbidos antes que los de alta energía.

Los factores que intervienen en el endurecimiento del haz son la dependencia del coeficiente de atenuación con la energía y la policromaticidad del haz de rayos x (abanico de energía del haz).

A mayor endurecimiento, mayor es la señal del haz de rayos al alcanzar los detectores. Cuando existen muchas interfaces (aire-líquido, aire-hueso, líquido-hueso), pueden aparecer bandas porque hay una gran variación en el grado de endurecimiento del haz al atravesar uno y otro objeto.

El endurecimiento del haz da lugar a medidas erróneas y artefactos de reconstrucción. (VER FIGURA N° 4)¹⁶

Como conclusión; se produce el artefacto por endurecimiento del haz cuando un haz de rayos x pasa a través del metal, los fotones de rayos x de baja energía se absorben primero y los fotones de alta energía restantes no se atenúan con la misma facilidad. El haz de rayos x detectado contiene la porción de mayor energía del espectro, lo que produce rayas oscuras entre las estructuras metálicas. (VER FIGURA N°5)¹⁸

1.4.1.3.2 Artefacto metálico

Este tipo de artefacto, también conocido con el término inglés streaking, está producido por la presencia de objetos metálicos dentro del campo de visión. Debido a su alta densidad, estos objetos metálicos superan el umbral para el adecuado procesamiento de los datos, dando lugar a imágenes en estrella. (VER FIGURA N°6)

Los equipos de TC están diseñados para responder con precisión a un rango dinámico de valores de intensidad de rayos x. Los antiguos equipos de TC tenían un límite superior (1.000 UH, hueso cortical denso) mucho menor que los actuales equipos de TC, que tienen un límite superior de 4.000 UH, por lo que reducen el artefacto metálico.

Este tipo de artefacto se puede evitar retirando los objetos metálicos, siempre que sea posible. Cuando no es posible retirarlos, se pueden utilizar métodos de corrección posprocesado, pero no se obtendrán detalles del tejido blando que rodea el objeto. También se puede aumentar el kV, de modo que algunos objetos podrán ser penetrados.

En resumen, algunas soluciones para la corrección de los artefactos metálicos son:¹⁶

- Retirar los objetos metálicos
- Usar métodos posprocesado
- Aumentar el kV
- Angular el gantry para evitar el metal
- Reconstruir con filtros suaves

Para esta investigación, se utilizó un nuevo término llamado artefacto periprotésico, el cual está incluido dentro de los artefactos producidos por metal:

- Artefacto periprotésico: es aquel artefacto que se genera cuando los rayos x o parte de estas, atraviesan un objeto con un número atómico alto dentro de un área anatómica, tal es el caso del metal (implante o prótesis); provocando rayas negras (componente de baja atenuación) y/o brillantes (componente de alta atenuación) alrededor del metal y ocultando información anatómica. VER FIGURA N°7)¹⁸

1.4.1.3.3 Artefacto por inanición de los fotones

Si en los detectores hay un número insuficiente de fotones porque muchos de ellos son absorbidos y no llegan a los detectores, habrá falta de señal y como resultados de ello se obtendrá una imagen ruidosa.

Este artefacto se puede evitar aumentando el kV (al aumentar la corriente del tubo se aumenta el número de fotones que alcanzan el detector pero también la radiación en la zona de estudio) o mediante un software de corrección con diferentes filtros de corrección de la imagen antes de su reconstrucción.¹⁶

1.4.1.4 GEMSTONE SPECTRAL IMAGING

La tecnología conocida como Imágenes Espectrales Gemstone o GSI es un nuevo modo de exploración de doble energía que utiliza dos exploraciones prácticamente simultáneas en dos niveles de energía para generar la información de caracterización de material. El nivel de energía promedio del haz de rayos x es determinado por el kV del tubo de radiación. Al adquirir información de un objeto en diferentes niveles de energía, se genera información con diferentes valores de atenuación correspondientes a los niveles de energía. Esta información se puede utilizar para identificar las diferencias específicas de materiales en cuanto a la atenuación en términos de imágenes emparejadas a base de agua, yodo, calcio e hidroxapatita (HAP), lo que permite lograr representaciones de imágenes monocromáticas y del eje Z efectivas.¹⁹

Se ha investigado por muchos años la exploración de doble energía en la obtención de imágenes con rayos x convencionales y en la obtención de imágenes de TC. Los primeros métodos incluyen exploraciones secuenciales (axial) y exploraciones de dos fuentes. Ambos métodos padecen la imposibilidad de registrar temporalmente los datos de energía alta y baja que producen los objetos en las imágenes. Dentro de la tecnología del GSI, el sistema cambia los

kV de alto a bajo con una velocidad de cambio muy rápida de hasta 4,8k Hz y utiliza la respuesta rápida del detector Gemstone GE para capturar los dos grupos de datos que se registran temporalmente la información en microsegundos.¹⁹ En pocas palabras: un detector con una respuesta rápida y un sistema de adquisición de datos con una capacidad de muestreo rápida se utilizan para captar los datos alternos de alta y baja energía. Si la atenuación de rayos x de un objeto se mide en dos espectros diferentes (pico de kilovoltios alto y bajo), alternando rápidamente de una vista a la siguiente, es posible transformar matemáticamente las mediciones de atenuación en la densidad de dos materiales que serían necesario para producir la atenuación medida.¹⁸

La tecnología GSI tiene los siguientes beneficios y funciones que mejoran la calidad de imagen:

- Rendimiento de endurecimiento del haz mejorado: cuando se utiliza GSI se disminuyen los artefactos de rayas y sombras oscuras habituales en la TC convencional, que son ocasionados por la presencia de hueso o metal.
- Visualización de contraste mejorado: el GSI nos permite una visualización de contraste mejorada al proporcionar la capacidad de visualizar la información en configuraciones de energía espectral monocromática.
- Sustracción virtual de contraste: el GSI nos permite la “sustracción” virtual de imágenes obteniendo imágenes virtuales sin contraste.
- Separación de yodo/calcio: el GSI mejora las funciones de la angiografía en TC logrando así distinguir mejor las diferencias entre vasos opacificados con contraste y las estructuras óseas circundantes.

El GSI proporciona una mejor precisión y sensibilidad de identificación de materiales y puede conducir a nuevos usos o aplicaciones que requieran una cuantificación más precisa de la que se logra con la obtención de imágenes de TC convencional. (VER FIGURA N°8)¹⁹

El principio básico de la TC de energía dual es la adquisición de dos conjuntos de datos de la misma ubicación anatómica con el uso de diferentes picos de kilovoltios (usualmente 80 y 140 kVp). La TC de energía dual permite el análisis de cambios dependientes de la energía en la atenuación de diferentes materiales. Este tipo de tecnología nos brinda, aparte de información monocromática, información policromática idéntica a la conseguida con tomógrafos computarizados convencionales de energía única, para luego hacer posible el análisis comparativo entre ambas informaciones.

El GSI tiene la capacidad de generar múltiples representaciones de imágenes, entre ellas:

1.4.1.4.1 ESPECTRO POLICROMÁTICO DE RAYOS X

En TC convencional, se mide la atenuación del haz de rayos x que pasa a través de un objeto. Una imagen policromática (IP) es una imagen generada en TC de energía única convencional debido al espectro completo de energías de fotones con el pico de kilovoltios definido por el usuario (por ejemplo espectros policromáticos de rayos x para 80 y 140 kVp) (VER FIGURA N° 9). La TC convencional utiliza un haz de rayos x policromático compuesto de fotones con un rango de energías, con la energía máxima expresada como pico de voltaje (pico de kilovoltios).¹⁸

La imagen policromática, en esta investigación, es generada por la energía dual y gracias a su comportamiento parecido a una imagen convencional de tomografía computarizada sirve para evaluar las imágenes sin MARs.

1.4.1.4.2 IMÁGENES ESPECTRALES MONOCROMÁTICAS VIRTUALES

Las imágenes espectrales monocromáticas virtuales (IEMV) se pueden sintetizar a partir de los valores del coeficiente de atenuación de masa y las imágenes de densidad de los dos materiales básicos con un proceso de normalización que utiliza un coeficiente de atenuación del agua para el

nivel de energía de rayos x deseado. La imagen monocromática muestra cómo se vería el objeto fotografiado si la fuente de rayos x produjera fotones de rayos x a un solo nivel de energía.¹⁸

La imagen espectral monocromática virtual, en esta investigación, también es generada por la energía dual y gracias a la ventaja de poder variar los rangos de energías sirve para ejecutar el MARs en estas imágenes.

1.4.1.5 SOFTWARE DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTOS METÁLICOS (MARs) (GE)

La tecnología MARs (en inglés, software Metal Artifact Reduction) está diseñada para revelar detalles anatómicos que no se logran visualizar a causa de los artefactos metálicos. Esto hace que los profesionales de la salud puedan adquirir imágenes tomográficas de buena calidad e interpretables para luego definir estructuras anatómicas con mayor confianza.

El MARs utiliza un método moderno y automatizado que consta de tres fases basadas en proyecciones que logra mejorar la calidad de los datos de la TC en el espacio de la proyección, mas no en el espacio de la imagen. (VER FIGURA N°10) Este novedoso software basado en proyecciones alcanza reducir el endurecimiento del haz, la atenuación de rayos x y los artefactos metálicos provocados por los implantes de metal (implantes de cadera, tornillos en la columna vertebral, empastes dentales, implantes de hombro, etc.).²⁰

- Primera fase: Se reconoce solo el metal o la proyección de muestras corruptas que son originadas por implantes de metal.
- Segunda fase: Se producen datos modificados o corregidos los cuales sustituirán a las muestras corruptas ya identificadas.

- Tercera fase: Se combinan los datos de la proyección original más los datos de la proyección modificada en la segunda fase, lo cual nos da como resultado una proyección corregida final donde se logra visualizar detalles anatómicos que estaban camuflados por los artefactos.

El MARs presenta esta serie de características:

- Imágenes de excelente calidad: Dentro de los beneficios del GE-MARs incluyen valores de UH mejorados y un contorno más preciso de la anatomía.²¹
- Baja dosis: Con este software sólo se necesita una exploración para obtener una imagen óptima, lo cual facilita el control de la dosis.
- Posibilita disminuir el tiempo que pasa el paciente dentro del tomógrafo ya que solo se hace una exploración.
- Aunque la mayoría de los métodos MARs resultan en una calidad de imagen mejorada en las exploraciones clínicas, hay casos en que su eficacia es limitada. Tal es el caso de la pérdida de la resolución espacial y la aparición de artefactos secundarios propios del software MARs.²²

1.4.2 DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

- **TEJIDO PERIPROTÉSICO:** Es el tejido que está contiguo al implante metálico, el cual se va ver distorsionado en la imagen tomográfica por causa del artefacto metálico.
- **TEJIDO CONTROL:** Es el tejido situado en el sitio contralateral de la región periprotésica o en el sitio anatómico adyacente o aledaño con características idénticas a los tejidos no perjudicados por el artefacto.

- **INTERPRETABILIDAD DIAGNÓSTICA:** Evaluación realizada por el médico radiólogo donde valora la calidad de la imagen, delimitación de la anatomía periprotésica y posibles complicaciones patológicas en el área del implante metálico.

1.4.3 FORMULACIÓN DE LA HIPÓTESIS

El software de Reducción de Artefactos Metálicos (MARs) (GE) en tomografía computarizada es útil en pacientes con implantes metálicos en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas año 2018.

CAPÍTULO II

MÉTODOS

2.1 DISEÑO METODOLÓGICO

2.1.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

Enfoque del estudio cuantitativo de tipo analítico y de nivel relacional.

2.1.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

Diseño de investigación pre-experimental, prospectivo y longitudinal.

2.1.3 POBLACIÓN

50 pacientes que presentaron implantes metálicos, en cualquier región del cuerpo, evaluados por tomografía computarizada con el MARs y energía dual realizados en el Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas durante el periodo de setiembre a noviembre del año 2018.

2.1.4 MUESTRA Y MUESTREO

Muestra: la muestra estuvo constituida por la población de estudio; es decir, se analizaron las 50 imágenes de pacientes que presentaron implantes metálicos, evaluados por tomografía computarizada con el MARs y energía dual realizados en el Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas durante el periodo de setiembre a noviembre del año 2018.

Muestreo: no se utilizó un tipo de muestreo, puesto que se realizó un registro censal de las imágenes de pacientes que presentaron implantes metálicos evaluados por tomografía computarizada con el MARs energía dual realizados en el Departamento de Radiodiagnóstico; ya que, todos cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión considerados para la selección de la muestra.

2.1.4.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Imágenes tomográficas de pacientes de ambos sexos.
- Imágenes tomográficas de pacientes de cualquier edad.
- Imágenes tomográficas de pacientes que presenten implantes metálicos en cualquier parte del cuerpo adquiridas con energía dual.
- Imágenes tomográficas de pacientes que presenten implantes metálicos en cualquier parte del cuerpo procesadas con MARs y sin MARs.

2.1.4.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Imágenes tomográficas de pacientes que tienen un índice de masa corporal $> 32\text{kg/m}^2$.

2.1.5 VARIABLES

- Software de Reducción de Artefactos Metálicos (MARs).
- Imagen tomográfica.

2.1.6 TÉCNICA E INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

La presente investigación se llevó a cabo mediante la técnica de análisis documental y observación, pues la información fue obtenida mediante datos de fuentes secundarias procedentes del Departamento de Radiodiagnóstico del Servicio de Tomografía Computarizada del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN). Como instrumento se utilizó una ficha de recolección de datos (VER ANEXO N°1) con la finalidad de cumplir con los objetivos planteados.

El instrumento estuvo estructurado en tres partes:

- **Primera parte:** de donde se recabó los datos demográficos de los pacientes.
- **Segunda parte:** de donde se determinó la densidad del tipo de tejidos mediante Unidades Hounsfield sin MARs.
- **Tercera parte:** de donde se determinó la densidad del tipo de tejidos mediante Unidades Hounsfield con MARs.

El instrumento fue diseñado en base a fundamentos teóricos correspondientes a la investigación.

También se empleó como instrumento la escala de tipo Likert para la evaluación de la interpretabilidad diagnóstica (escala de tipo Likert de cinco puntos) (VER ANEXO N°2) y para la evaluación de la calidad de imagen (escala de tipo Likert de seis puntos) (VER ANEXO N°3). Estas escalas se evaluaron por consenso de un observador experimentado del Servicio de Tomografía del Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. Cabe recordar que se necesitó la aprobación de un consentimiento informado para comenzar el llenado de información (VER ANEXO N°4).

El instrumento fue diseñado basándose en fundamentos técnicos correspondientes a la investigación. La ficha de recolección de datos, la escala de Likert de seis puntos y la escala de Likert de cinco puntos requirieron la evaluación y verificación de la asesora y del estadista del presente trabajo de investigación para ser consideradas como instrumentos finales.

2.1.7 PROCEDIMIENTOS Y ANÁLISIS DE DATOS

El plan de recolección de datos se inició con la aprobación del proyecto por la Escuela Profesional de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos.

Posteriormente se solicitó el permiso mediante un oficio al médico jefe del Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (VER ANEXO N°5), con la finalidad de obtener la autorización y las facilidades para realizar el estudio.

Teniendo la autorización para la ejecución del proyecto de investigación, se procesaron los datos obtenidos en una estación de trabajo equipada con un programa específico AW Server 247 GE del Servicio de Tomografía del Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas de aquellos pacientes que participaron en el estudio, según los criterios de inclusión y exclusión.

Todos los estudios fueron realizados en un tomógrafo computarizado de la marca General Electric, modelo Revolution HD, tercera generación y energía dual GSI. La adquisición se desarrolló de la siguiente manera:

1. Seleccionar el protocolo adecuado para el estudio tomográfico requerido (Tórax; Abdomen completo; Tórax abdomen y pelvis, etc.) y hacer el respectivo scout view.
2. Programar la siguiente adquisición como para un estudio normal; pero añadir una reconstrucción más llamada Quality Check (QC) la cual debe tener un Field Of View (FOV) que abarque el implante metálico visto en el scout view.

3. Configurar los parámetros del QC de la siguiente manera:

- **Opciones de Control mA:** activar el “Auto mA” y el “Smart mA”
- **Opciones de Tipo de exploración:**
 - Modo Hi Res apagado
 - Tipo de exploración helical
 - Longitud de rotación Full
 - Modo MAR apagado (ya que el software se utiliza en el post-proceso)
 - Modo GSI prendido

4. Tras activar el Modo GSI, seleccionar el tipo de GSI adecuado de acuerdo al CTDIvol preestablecido en el estudio. Este paso es muy importante porque determina la calidad de la imagen que se obtendrá con energía dual.

5. Configurar el último parámetro del QC antes de la adquisición:

- **Opciones de Reconstrucción:**
 - Modo de reconstrucción: Plus
 - Filtro de mejora de imagen: None
 - Filtro GSI: None
 - ASIR: 50%
 - Seleccionar el GSI Mono: con 70 keV y activar el GSI Dara File

6. Adquirir las imágenes.

La tomografía computarizada con energía dual tiene la ventaja de brindar información monocromática e información policromática a la hora de la adquisición para hacer posible un análisis comparable. Por esto se siguieron estos pasos en el post-proceso:

1. Abrir la opción de **Reconstrucción Retrospectiva** en el monitor de adquisición.
2. Seleccionar el paciente y posteriormente seleccionar la reconstrucción QC.
3. Dentro del QC se pueden reconstruir las dos tipos de informaciones:

➤ **INFORMACIÓN POLICROMÁTICA**

Seleccionamos en **Opciones de reconstrucción**: el ancho y nivel de ventana, la configuración ASIR en 50% y el GSI Mono con 70 keV, para obtener imágenes similares a una adquisición con tomógrafos convencionales de energía simple o simplemente llamada “*sin MARs*”.

➤ **INFORMACIÓN MONOCROMÁTICA**

Seleccionamos en **Opciones de reconstrucción**: el ancho y nivel de ventana, la configuración ASIR en 50%, el GSI Mono con 140 keV y activar la opción MARs, esto sirve para atenuar mejor los artefactos metálicos y mejorar la calidad de imagen con menores dosis de radiación. Estas imágenes son llamadas “*con MARs*”

Luego de tener en cuenta estos parámetros, se llevó a cabo el análisis cuantitativo de las imágenes donde se evalúa la determinación de tres tipos de tejidos básicos cercanos al implante metálico conocidos en esta investigación como “*tejido periprotésico*”, en la zona de los artefactos, mediante el empleo de regiones de interés (ROI) de 30mm², para medir las unidades Hounsfield. Estos tejidos periprotésicos son:

➤ **TEJIDO ÓSEO**

➤ **PARTES BLANDAS** (tejido muscular, fibrociatrizal, parenquimatoso, inflamatorio, etc.)

➤ **TEJIDO GRASO**

Las evaluaciones de los tres tejidos periprotésicos se efectuaron en la zonas de mayor artefacto, tanto en imágenes con MARs y sin MARs (VER FIGURA N°11). Un procedimiento igual se realizó en el sitio contralateral sin implante metálico en los mismo pacientes, reconociendo a estos tejidos estudiados como “*tejido control*”. Si los pacientes tuvieron implantes bilaterales o si no existió la posibilidad de obtener datos del sitio contralateral, las mediciones se realizaron en el sitio anatómico más cercano con características idénticas a los tejidos no perjudicados por el artefacto (VER FIGURA N°12). Luego, los datos fueron recabados en la ficha de recolección de datos (VER ANEXO N°1).

Finalmente, se realizó un análisis cualitativo mediante escalas de tipo Likert. Se empleó como instrumento una escala de Likert de cinco puntos (VER ANEXO N°2) y otra escala de Likert de seis puntos (VER ANEXO N°3), para la evaluación de la interpretabilidad diagnóstica y calidad de imagen respectivamente. Para esto, se utilizó el mismo nivel y amplitud de ventana preestablecidos para la visualización de partes blandas (nivel = 40, amplitud = 400) y de tejido óseo (nivel = 500, amplitud = 2500) en la misma imagen.

Para el análisis de los datos se utilizó estadística descriptiva, las variables cualitativas fueron estimadas mediante medidas de distribución de frecuencias (absolutas y relativas) y las variables cuantitativas mediante medidas de tendencia central y de dispersión.

Asimismo, se utilizó una estadística inferencial: para identificar los estadígrafos a utilizar, se tuvo que realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov (población mayor a 30), a raíz del análisis se identificó que hubo normalidad de los datos ($p < 0.05$) por lo que se utilizó la prueba paramétrica para muestras relacionadas T de Student y para los casos

donde no se encontró normalidad de datos se utilizó la prueba no paramétrica de Wilcoxon.

Dichos análisis fueron presentados a través de gráficos y tablas que permitan dar cumplimiento a los objetivos ya descritos.

2.1.8 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Como lo establece el artículo 22 de la declaración de Helsinki de la Asociación Mundial Médica, el comité de ética del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas fue el encargado de supervisar el cumplimiento de los aspectos éticos del presente estudio; a su vez, se conservó el anonimato y confidencialidad de los datos recopilados de los pacientes.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

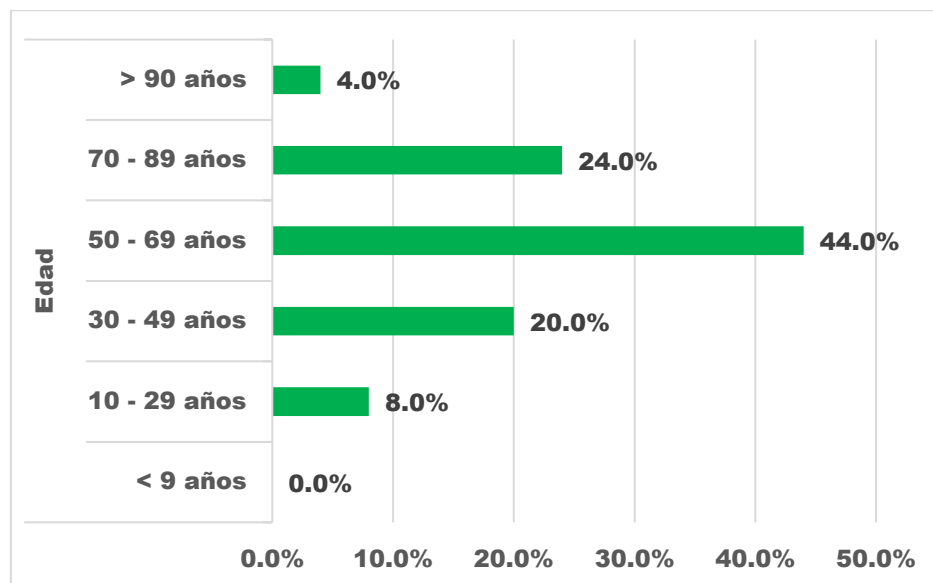
RESULTADOS

Tabla N°1: Características generales de los pacientes con implantes metálicos en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, año 2018.

Características generales		N	%
Edad	< 9 años	0	0.0%
	10 - 29 años	4	8.0%
	30 - 49 años	10	20.0%
	50 - 69 años	22	44.0%
	70 - 89 años	12	24.0%
	> 90 años	2	4.0%
Sexo	Femenino	36	72.0%
	Masculino	14	28.0%
Estudio TC	Abdomen completo	8	16.0%
	Cuello	4	8.0%
	Hombro	2	4.0%
	Macizo facial	6	12.0%
	Tórax - abdomen - pelvis	28	56.0%
	Tórax	2	4.0%
Región anatómica examinada	Cadera - Fémur	22	44.0%
	Hombro-Húmero	6	12.0%
	Fémur	6	12.0%
	Mandíbula	4	8.0%
	Clavícula	2	4.0%
	Columna cervical	2	4.0%
	Columna Dorsal	2	4.0%
	Dientes	2	4.0%
	Hombro	2	4.0%
	Mama	2	4.0%
	TOTAL	50	100.0%

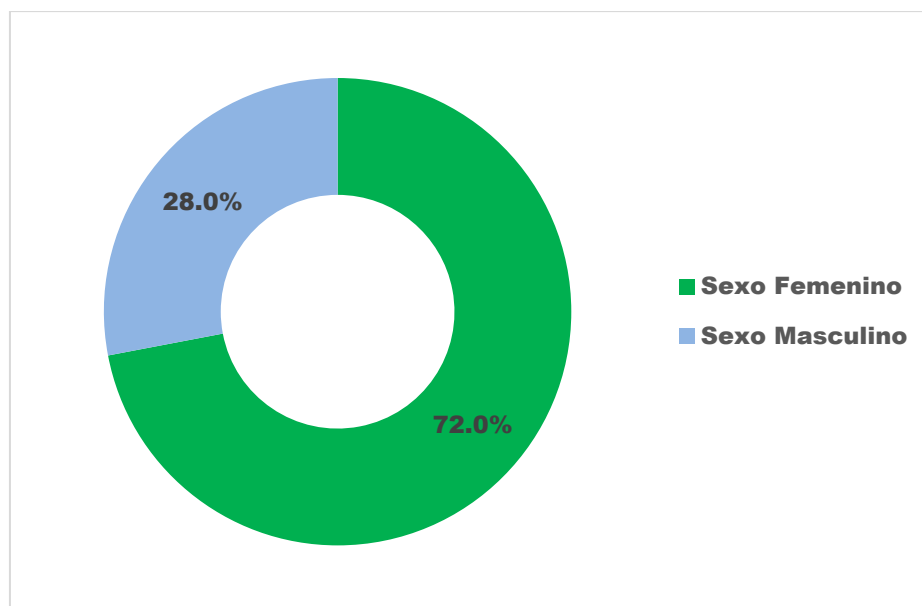
FUENTE: Elaboración Propia

Gráfico N°1: Edad de pacientes evaluados por tomografía computarizada en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, año 2018.



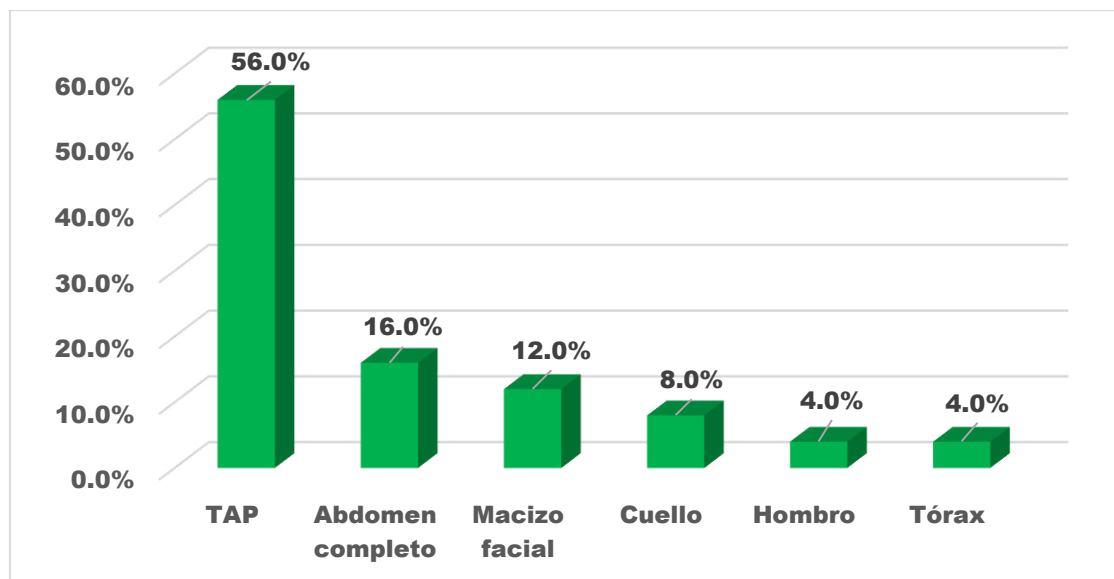
FUENTE: elaboración propia

Gráfico N°2: Sexo de los pacientes evaluados por tomografía computarizada en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, año 2018.



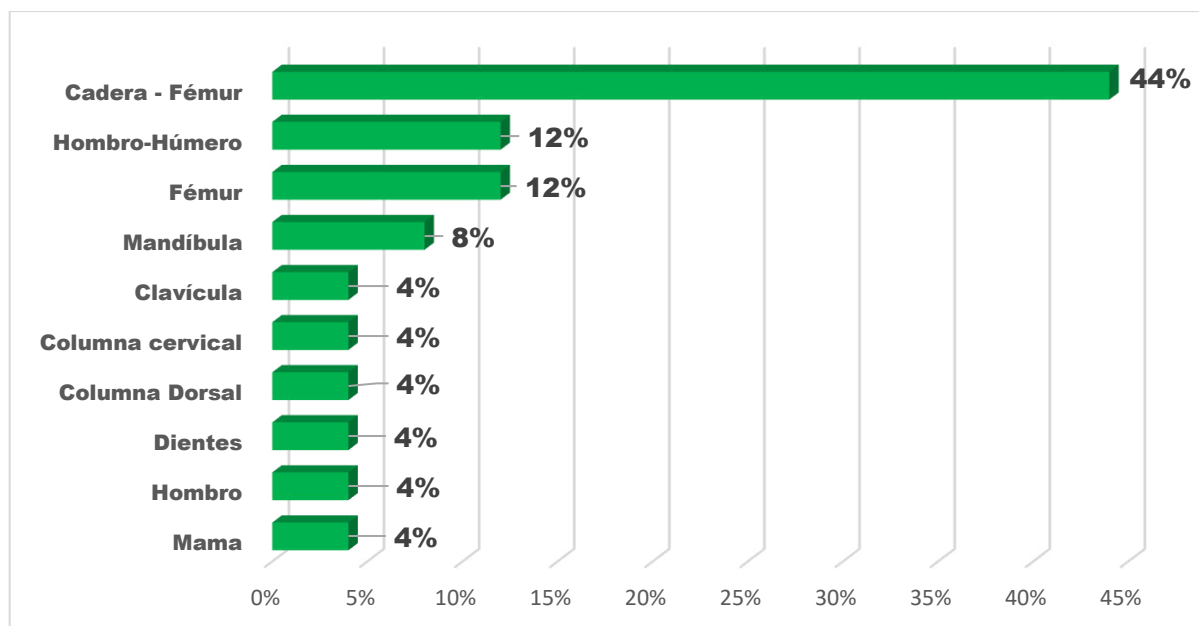
FUENTE: elaboración propia

Gráfico N°3: Tipo de estudio de tomografía computarizada indicado al paciente del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, año 2018.



FUENTE: elaboración propia

Gráfico N°4: Región anatómica examinada en el estudio tomográfico a pacientes del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, año 2018.



FUENTE: elaboración propia

En la tabla N°1 se observan las características generales de los pacientes con implantes metálicos, donde:

El 44% tiene edades entre 50 a 69 años y el 24% edades entre 70-89 años, la mayor parte son de sexo femenino (72%), los estudios tomográficos más frecuentes son de Tórax – abdomen - pelvis (56%) y por abdomen completo (16%). La región anatómica más examinada fue cadera-fémur (44%) y hombro-húmero (12%).

Tabla N°2: Unidad Hounsfield en el área periprotésica: zona ósea, partes blandas y grasa, de la imagen sin Reducción de Artefactos Metálicos (MARs) en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, año 2018.

Unidad Hounsfield en el área periprotésica de la imagen sin MARs		N	Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
Tejido óseo	Densidad en tejido periprotésico	50	-266.24	137.481	-815	-61
	Densidad en tejido control	50	179.36	33.485	124	250
Partes blandas	Densidad en tejido periprotésico	50	-229.96	94.850	-608	-67
	Densidad en tejido control	50	53.12	12.918	21	77
Tejido graso	Densidad en tejido periprotésico	50	-217.36	59.609	-402	-122
	Densidad en tejido control	50	-90.80	16.020	-125	-46

FUENTE: Elaboración Propia

En la tabla N°2 se observa el promedio de las Unidades Hounsfield evaluado en diferentes zonas sin reducción de artefactos metálicos (MARs) observándose que: para el tejido óseo la densidad promedio en el tejido periprotésico es -266.24 UH y la densidad promedio en tejido control 179.36 UH. En cuanto, a las partes blandas: la densidad promedio en tejido periprotésico es -229.96 UH y en tejido control 53.12 UH. Respecto al tejido graso, la densidad promedio en tejido periprotésico es -217.36 UH y en tejido control -90.80.

Tabla N°3: Unidad Hounsfield en el área periprotésica: zona ósea, partes blandas y zona grasa, de la imagen con Reducción de Artefactos Metálicos (MARs) en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, año 2018.

Unidad Hounsfield en el área periprotésica de la imagen con MARs		N	Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
Tejido óseo	Densidad en tejido periprotésico	50	89.72	26.554	32	147
	Densidad en tejido control	50	115.44	21.002	75	163
Partes blandas	Densidad en tejido periprotésico	50	39.48	14.357	6	64
	Densidad en tejido control	50	43.44	10.210	23	59
Tejido graso	Densidad en tejido periprotésico	50	-76.04	17.917	-128	-47
	Densidad en tejido control	50	-76.24	14.516	-116	-51

FUENTE: Elaboración Propia

En la tabla N°3 se observa el promedio de las Unidades Hounsfield evaluado en diferentes zonas con reducción de artefactos metálicos (MARs) observándose que: para el tejido óseo la densidad promedio en el tejido periprotésico es 89.72 UH y la densidad promedio en tejido control 115.4 UH. En cuanto, a las partes blandas: la densidad promedio en tejido periprotésico es 39.48 UH y en tejido control 43.44 UH. Respecto al tejido graso, la densidad promedio en tejido periprotésico es -76.04 UH y en tejido control -76.24.

Tabla N°4: Comparación de las Unidades Hounsfield en el área periprotésica: zona ósea, partes blandas y grasa sin MARs y con MARs en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, año 2018.

Unidades Hounsfield en el área periprotésica según zonas	Sin MARs	Con MARs	p
Tejido óseo	M	M	
Densidad en tejido periprotésico	-266.24	89.72	0.000*
Densidad en tejido control	179.36	115.44	0.000*
Partes blandas	M	M	p
Densidad en tejido periprotésico	-229.96	39.48	0.000*
Densidad en tejido control	53.12	43.44	0.000*
Tejido graso	M	M	p
Densidad en tejido periprotésico	-217.36	-76.04	0.000*
Densidad en tejido control	-90.80	-76.24	0.000*

*Wilcoxon

[†]t de student para dos muestras relacionadas

FUENTE: Elaboración Propia

En la tabla N°4 se muestra la comparación de las unidades Hounsfield, previa demostración según la prueba de normalidad (VER ANEXO N°8), en diferentes zonas del área periprotésica sin reducción de artefactos metálicos y con reducción de artefactos metálicos, donde:

Para tejido óseo: se observa que la densidad promedio en tejido periprotésico sin reducción de artefactos metálicos es -266.24 UH lo cual es menor a diferencia con MARs cuyo promedio es mayor (89.72 UH) observándose diferencias significativas ($p=0.000$). Respecto al tejido control se observa que el promedio es mayor cuando no hay MARs (176.36 UH) a diferencia que cuando se aplica MARs (115.44 UH) evidenciándose diferencias significativas ($p=0.000$).

Para partes blandas: se observa que la densidad promedio en tejido periprotésico sin reducción de artefactos metálicos es -229.96 UH lo cual es menor a diferencia con

MARs cuyo promedio es mayor (39.44 UH) observándose diferencias significativas ($p=0.000$). Respecto al tejido control se observa que el promedio es mayor cuando no hay MARs (53.12 UH) a diferencia que cuando se aplica MARs (43.44 UH) evidenciándose diferencias significativas ($p=0.000$).

Para tejido graso: se observa que la densidad promedio en tejido periprotésico sin reducción de artefactos metálicos es -217.36 UH lo cual es menor a diferencia con MARs cuyo promedio es mayor (-76.04 UH) observándose diferencias significativas ($p=0.000$). Respecto al tejido control se observa que el promedio es mayor cuando no hay MARs (-90.80 UH) a diferencia que cuando se aplica MARs (-76.24 UH) evidenciándose diferencias significativas ($p=0.000$).

Tabla N°5: Interpretabilidad diagnóstica con la aplicación del MARs en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, año 2018.

Interpretabilidad diagnóstica sin MARs	Interpretabilidad diagnóstica Con MARs						p
	Subóptima		Bueno		Excelente		
	N	%	N	%	N	%	
Calidad de imagen deteriorada por artefactos	4	8.0%	12	24.0%	24	48.0%	0.027
Subóptima	4	8.0%	4	8.0%	2	4.0%	

°Chi cuadrado

FUENTE: Elaboración Propia

En la tabla N°5 se observa la interpretabilidad diagnostica sin MARs y con MARs observándose diferencias significativas entre ambas ($p=0.027$); es decir, que el 24% de las imágenes con calidad deteriorada por artefactos en pacientes sin MARs mejoró tras la aplicación con MARs a bueno y en el 48% fue excelente.

CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS

1) Formulación de la hipótesis investigación

Hipótesis alterna:

Ha: El software de reducción de Artefactos Metálicos (MARs) (GE) en tomografía computarizada es útil para pacientes con implantes metálicos en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas año 2018.

Hipótesis nula:

H0: El software de reducción de Artefactos Metálicos (MARs) (GE) en tomografía computarizada **NO** es útil para pacientes con implantes metálicos en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas año 2018.

2) Elección de nivel de significancia

$p = 0,05$

3) Regla de decisión

Si $p < 0.05$ entonces se rechaza la hipótesis nula.

4) Cálculo de estadístico de prueba

- *Wilcoxon
- *t de student para dos muestras relacionadas

Tabla N°6: Unidades Hounsfield en el área periprotésica: zona ósea, partes blandas y grasa sin MARs y con MARs.

Unidades Hounsfield en el área periprotésica según zonas	
Tejido óseo	p
Densidad en tejido periprotésico	0.000*
Partes blandas	p
Densidad en tejido periprotésico	0.000*
Tejido graso	p
Densidad en tejido periprotésico	0.000*

5) Interpretación

Se obtuvo una significancia menor a 0.05 en el área periprotésica para las áreas de tejido óseo, partes blandas y tejido graso, con lo cual se rechaza la hipótesis nula, por tanto, el software de reducción de Artefactos Metálicos (MARs) (GE) en tomografía computarizada es útil para pacientes con implantes metálicos en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, año 2018.

CAPÍTULO IV

DISCUSIÓN

En el presente estudio se ha resuelto que la aplicación del MARs en combinación con la TCED ofrece ventajas potenciales frente a la TC convencional en la reducción de artefactos metálicos, la mejora de la calidad de la imagen y el valor diagnóstico, tanto en el tejido óseo, partes blandas y el tejido graso periprotésico.¹⁸ La gran ventaja que la TCED ofrece es obtener imágenes con información policromática, las cuales simulan ser imágenes convencionales, e imágenes con información monocromática, las cuales serán utilizadas para aplicarle el MARs.¹⁰ Según Katsura y cols.⁶, el MARs suprime principalmente los artefactos que se deben a la inanición de fotones, mientras que la técnica de TCED suprime principalmente los efectos del endurecimiento del haz, haciendo así de esta combinación mucho más efectiva para la reducción de artefactos metálicos.

Respecto a la evaluación del tejido periprotésico y tejido control según su UH sin la utilización del MARs, se encontró que para el tejido óseo periprotésico la densidad promedio fue de -266 UH y su tejido control fue de 179 UH, para partes blandas periprotésicas la densidad promedio fue de -229 UH y su tejido control fue de 53 UH, y para tejido graso periprotésico la densidad promedio fue de -217 UH y su tejido control fue de -90 UH. Resultados similares se encontraron según la investigación de Reynoso et al.¹⁰, al evaluar la densidad promedio sin la utilización del MARs, donde encontró que la densidad promedio en tejido óseo periprotésico fue de -262 UH y su tejido control fue de 192 UH, la densidad promedio en partes blandas periprotésicas fue de -250 UH y su tejido control fue de 50, y la densidad promedio en tejido graso periprotésico fue de -218 UH y su tejido control fue de -98 UH. Ambos resultados demostraron una notable diferencia entre mediciones de tejido periprotésico y tejido control.

Respecto a la evaluación del tejido periprotésico y tejido control según su UH con la utilización del MARs, se encontró que para el tejido óseo periprotésico la densidad promedio fue de 89 UH y su tejido control fue de 115 UH, para partes blandas periprotésicas la densidad promedio fue de 39 UH y su tejido control fue de 43 UH, y para tejido graso periprotésico la densidad promedio fue de -76 UH y su tejido control fue de -76 UH. Resultados similares se encontraron según la investigación de Reynoso

et al.¹⁰, al evaluar la densidad promedio con la utilización del MARs, donde encontró que la densidad promedio en tejido óseo periprotésico fue de 88 UH y su tejido control fue de 110 UH, la densidad promedio en partes blandas periprotésicas fue de 47 UH y su tejido control fue de 43, y la densidad promedio en tejido graso periprotésico fue de -74 UH y su tejido control fue de -78 UH. Ambos resultados demostraron una leve diferencia entre mediciones de tejido periprotésico y tejido control.

Al comparar el grupo sin MARs con el grupo con MARs en las zonas periprotésicas óseas, partes blandas y grasa, se observó que el software cumple con su función de reducir el artefacto metálico (VER ANEXO N°10) y asemejar la densidad promedio de UH periprotésica con valores normales de UH según la bibliografía de Ramírez y cols²³: en la zona de partes blandas periprotésica el promedio fue 39 UH lo cual está dentro de los valores normales (10 a 60 UH)²³ de ese tejido en tomografía, pasa lo mismo en la zona de tejido graso periprotésico donde el promedio fue de -76 UH lo cual está dentro de los valores normales (-100 a -50 UH)²³ de ese tejido en tomografía. La evaluación del tejido óseo periprotésico con 89 UH no se aproxima al valor normal (400 a 1000 UH)²³ de esos tejido en tomografía, pero cualitativamente es aceptable para el observador.

La evaluación cualitativa fue el fundamento para apoyar la investigación, por eso se valoró la interpretabilidad diagnóstica de las imágenes sin MARs y con MARs, dándonos como resultado beneficioso que el 48% de las imágenes pasaron de ser imágenes deterioradas por artefactos (sin MARs) a imágenes de interpretación excelente (con MARs). También se valoró la calidad de la imagen para tejido óseo, partes blandas y tejido graso donde las imágenes con MARs fueron notablemente mejores que las imágenes sin MARs (ANEXO N°9). De acuerdo a este análisis cualitativo, Reynoso et al.¹⁰, nos dice que según su evaluación de interpretabilidad diagnostica todas las imágenes que fueron examinadas sin MARs y solo el 9% con MARS fueron consideradas no interpretables; y que en la evaluación de la calidad de la imagen, fue significativamente mejor en las reconstrucciones con MARs en los tres tejidos.

En la investigación se observó en algunos casos, en algunas zonas anatómicas específicas, leves artefactos introducidos por el MARs que, en teoría según Pessis y cols.¹⁸, aún no se explica.

LIMITACIONES

Una de las limitaciones durante la presente investigación fue la baja cantidad de pacientes con implantes metálicos, ya que el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas en su mayoría recibe pacientes oncológicos. Tampoco se estudió la relación entre los artefactos metálicos y la composición, tamaño o superficie de los implantes metálicos cuando se utiliza el MARs, ya que la composición del metal no fue objeto de estudio.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

La aplicación del software de reducción de artefactos metálicos en combinación con la tomografía computarizada de energía dual es muy útil ya que logra disminuir los artefactos metálicos mejor que una tomografía convencional, incrementando la capacidad de identificar tejidos periprotésicos.

El promedio de las unidades Hounsfield en el área periprotésica sin reducción de Artefactos Metálicos (MARs) en imágenes para zona ósea es -266.24, en partes blandas es -229.96 y en tejido graso es -217.36.

El promedio de las unidades Hounsfield en el área periprotésica con reducción de Artefactos Metálicos (MARs) en imágenes para zona ósea es 89.72, en partes blandas es 39.48 y en tejido graso es -76.04.

Existen diferencias significativas entre los promedios de las unidades Hounsfield sin aplicar MARs y con MARs en el área periprotésica para la zona ósea ($p=0.000$), en partes blandas ($p=0.000$) y en tejido óseo ($p=0.000$).

La interpretabilidad diagnóstica de las imágenes sin la aplicación del MARs y con la aplicación del MARs están significativamente relacionados. ($p=0.0027$)

Se observaron leves artefactos secundarios producidos por el MARs.

Recomendaciones

Realizar otras investigaciones que estudien la variabilidad de los artefactos relacionados con el material, el tamaño y la superficie del implante metálico.

Realizar estudios sobre la tomografía de energía dual y la dosis que implica aplicarla como rutina en un centro de salud.

Establecer nuevas investigaciones donde se pueda comparar más de un tipo de softwares de reducción de artefactos en tomografía computarizada y valorar cual es el software más óptimo.

Se sugiere establecer un protocolo único a la hora de la adquisición tomográfica con energía dual y la aplicación del software de reducción de artefactos metálicos.

Se recomienda realizar capacitaciones continuas a los tecnólogos médicos del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas en el uso del software de reducción de artefactos metálicos (MARs).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Barret JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. RadioGraphics Vol. 24, No. 6.2004; 24: 1679-1691.
2. De Man B, Nuyts J, Dupont P, Marchal G, Suetens P. Metal streak artifacts in x-ray computed tomography: a simulation study. IEEE Trans NuclSci 1999; 46 (3): 691-696.
3. Han SC, Chung YE, Lee YH, Park KK, et col. Metal Artifact Reduction Software Used With Abdominopelvic Dual-Energy CT of Patients With Metal Hip Prostheses: Assessment of Image Quality and Clinical Feasibility. AJR Am J Roentgenol. 2014 Oct; 203 (4): 788-95.
4. Dong J, Hayakawa Y, Kannenberg S, Kober C. Metal-induced streak artifact reduction using iterative reconstruction algorithms in x-ray computed tomography image of the dentoalveolar region. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2013 Feb; 115 (2): e63-73.
5. Hirata K, Utsunomiya D, Oda S, Kidoh M, et col. Added value of a single-energy projection-based metal-artifact reduction algorithm for the computed tomography evaluation of oral cavity cancers. Jpn J Radiol. 2015 Oct; 33 (10): 650-6.
6. Katsura M, Sato J, Akahane M, Kunimatsu A, Abe O. Current and Novel Techniques for Metal Artifact Reduction at CT: Practical Guide for Radiologists. RadioGraphics. 2018 Mar-Apr; 38 (2): 450-461.
7. Smart Metal Artifact Reduction (MAR) – General Electric Healthcare (GEHC). Nota descriptiva. 2013. [Acceso el 20 de Julio del 2018]. Disponible en: http://www3.gehealthcare.es/es-es/productos/categorias/tomografia_computarizada/rt_family/metal_artifact_reduction
8. Lee YH, Park KK, Song HT, Kim S, Suh JS. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. EurRadiol. 2012 Jun; 22 (6): 1331-40.
9. Revolution GSI – General Electric Healthcare (GEHC). Nota descriptiva. 2013. [Acceso el 20 de Julio del 2018]. Disponible en: http://www3.gehealthcare.es/es-es/productos/categorias/tomografia_computarizada/revolution_gsi

10. Reynoso E, Carrascosa P, Capuñay C, Rasumoff A, Vallejos J, Carpio J, et al. Tomografía computarizada de doble energía: nueva tecnología para la reducción de artefactos de metal. 2017;9.
11. Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. Reseña Histórica. Lima: INEN; 2008. [Acceso el 1 de Enero del 2019]. Disponible en: <https://portal.inen.sld.pe/resena-historica/>
12. Hernandez Muñoz S, Mitjavila M. Introducción a la tomografía computarizada. Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular 2006;25(3): 206-214.
13. Delgado C, Martinez C, Trinidad C. La tomografía computarizada de doble energía: ¿Para qué la quiero? RevRadiologia 2013 Jul; 55 (4):346-52.
14. Roibás M. Energía dual TC: Fundamentos técnicos y aplicaciones clínicas. 31 Congreso Nacional SERAM. Granada; May 2012.
15. Johnson T, Fink C, Schonberg SO, Reiser MF, eds. Dual energy CT in clinical practice. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 2011.
16. Costa J, Soria JA. Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico. 1ra ed. Elsevier España; 2015; pp. 4-45.
17. Boas FE, Fleischmann D. CT artifacts: causes and Reduction techniques. Imaging Med. 2012; 4 pp. 229-240.
18. Pessis E, Campagna R, Sverzut JM, Bach F, Rodallec M, Guerini H, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: reduction of metal artifacts at CT. Radiographics 2013;33:573-583.
19. MANUAL de referencia técnica. Revolution Discovery CT. General Electric. 2014.
20. Smart Metal Artifact Reduction (MAR) – General Electric Healthcare (GEHC). Notadescriptiva. 2013. [Internet] [citado Julio 20 2018].
21. Guilfoile C, Rampant P, House M. The impact of smart metal artefact reduction algorithm for use in radiotherapy treatment planning. AustralasPhysEngSci Med. 2017 Jun; 40 (2): 385-394.

22. Giantsoudi D, De Man B, Verburg J, Trofimov A, Jin Y, et col. Metal artifacts in computed tomography for radiation therapy planning: dosimetric effects and impact of metal artifact reduction. *PhysMed Biol.* 2017 Apr 21; 62 (8): R49-R80.
23. Ramírez Giraldo JC, Arboleda Clavijo C, McCollough CH. Tomografía computarizada por rayos x: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica.* Diciembre de 2008;2(4):54-66.

ANEXOS

ANEXO N°1

INSTRUMENTO (FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS)

“UTILIDAD DEL SOFTWARE DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTOS METÁLICOS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA APLICADO A PACIENTES CON IMPLANTES METÁLICOS. INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS 2018”

I. Datos demográficos

Número de estudio: _____

Sexo: F ☐ M ☐

Edad: _____ Peso: _____ Talla: _____

Estudio TC: _____

Región anatómica examinada: _____

II. Densidad de tejidos sin MARs

- Tejido óseo
 - Densidad en tejido periprotésico UH_____
 - Densidad en tejido control UH_____
- Partes blandas
 - Densidad en tejido periprotésico UH_____
 - Densidad en tejido control UH_____
- Tejido graso
 - Densidad en tejido periprotésico UH_____
 - Densidad en tejido control UH_____

III. Densidad de tejidos con MARs

- Tejido óseo
 - Densidad en tejido periprotésico UH_____
 - Densidad en tejido control UH_____
- Partes blandas
 - Densidad en tejido periprotésico UH_____
 - Densidad en tejido control UH_____
- Tejido graso
 - Densidad en tejido periprotésico UH_____
 - Densidad en tejido control UH_____

ANEXO N°2

INSTRUMENTO (ESCALA DE LIKERT DE CINCO PUNTOS)

ESCALA DE LIKERT PARA LA EVALUACIÓN DE LA INTERPRETABILIDAD DIAGNÓSTICA

Estimado(a) doctor(a): soy interno de radiología de la carrera profesional de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, solicito veracidad y seriedad en su respuesta con el fin de cumplir con los objetivos de la investigación titulada:

***“UTILIDAD DEL SOFTWARE DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTOS METÁLICOS EN TOMOGRAFÍA
COMPUTARIZADA APLICADO A PACIENTES CON IMPLANTES METÁLICOS. INSTITUTO NACIONAL DE
ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS, LIMA 2018”***

En relación con las imágenes tomográficas adquiridas, responder acerca de la interpretabilidad diagnóstica sin la utilidad del MARs y con la utilidad del MARs mediante una escala de tipo Likert de cinco puntos. Finalmente agradezco su valiosa participación en esta investigación.

A criterio del observador y visualizando la imagen tomográfica evalúe según la leyenda. Marca con una aspa (X):

	1	2	3	4	5
Sin MARs					
Con MARs					

LEYENDA

- 1) Total invisibilidad de estructuras oscurecidas por los artefactos.
- 2) Calidad de imagen deteriorada debido a los artefactos que impiden su evaluación apropiada.
- 3) Subóptima, reducción de la calidad de imagen debido a los artefactos, pero suficiente para realizar una aproximación diagnóstica.
- 4) Bueno, presencia de leves artefactos, leve ruido en la imagen, con adecuada distinción de las estructuras anatómicas.
- 5) Excelente, ausencia o mínimos artefactos, con excelente delimitación de las estructuras anatómicas periprotésicas y de los hallazgos anormales, sin inconvenientes para la determinación diagnóstica.

ANEXO N°3

INTRUMENTO (ESCALA DE LIKERT DE SEIS PUNTOS)

ESCALA DE LIKERT PARA LA EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN

En relación con las imágenes tomográficas adquiridas, responder acerca de la calidad de imagen en tejido óseo, partes blandas y tejido graso. Marcar con un aspa (X):

TEJIDO ÓSEO

	1	2	3	4	5	6
Sin MARs						
Con MARs						

LEYENDA

- 1) total invisibilidad de estructuras oscurecidas por los artefactos
- 2) severos artefactos con identificación insuficiente de estructuras anatómicas
- 3) moderados artefactos con identificación insuficiente de estructuras cercanas al implante
- 4) moderados artefactos que permiten identificar las estructuras anatómicas y tejidos
- 5) artefactos leves con adecuada identificación de estructuras anatómicas y tejidos
- 6) tejido normal sin artefactos

PARTES BLANDAS

	1	2	3	4	5	6
Sin MARs						
Con MARs						

LEYENDA

- 1) total invisibilidad de estructuras oscurecidas por los artefactos
- 2) severos artefactos con identificación insuficiente de estructuras anatómicas
- 3) moderados artefactos con identificación insuficiente de estructuras cercanas al implante
- 4) moderados artefactos que permiten identificar las estructuras anatómicas y tejidos
- 5) artefactos leves con adecuada identificación de estructuras anatómicas y tejidos
- 6) tejido normal sin artefactos

TEJIDO GRASO

	1	2	3	4	5	6
Sin MARs						
Con MARs						

LEYENDA

- 1) total invisibilidad de estructuras oscurecidas por los artefactos
- 2) severos artefactos con identificación insuficiente de estructuras anatómicas
- 3) moderados artefactos con identificación insuficiente de estructuras cercanas al implante
- 4) moderados artefactos que permiten identificar las estructuras anatómicas y tejidos
- 5) artefactos leves con adecuada identificación de estructuras anatómicas y tejidos
- 6) tejido normal sin artefactos

ANEXO N°4

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Fecha:

El presente documento corresponde a la investigación elaborada por el interno de radiología de la carrera profesional de Tecnología Médica en radiología Pérez Mejía, Eduardo Ubaldo. La finalidad de la investigación es determinar la relevancia de la:

“UTILIDAD DEL SOTFWARE DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTOS METÁLICOS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA APLICADO A PACIENTES CON IMPLANTES METÁLICOS. INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS, LIMA 2018”

Para llevar a cabo el estudio, se utilizará una técnica diagnóstica conocida como tomografía computarizada con energía dual, el cual utiliza la combinación de rayos x y sistemas informáticos para conseguir una serie de imágenes que serán valoradas después por un médico radiólogo. Cabe recordar que esta técnica utiliza radiaciones ionizantes por lo que debe ser evitada en mujeres embarazadas. Un beneficio importante es que ofrece información excelente de los detalles de vísceras, huesos, músculos, grasa, etc. Gracias a la nueva tecnología conocida como energía dual, hace del examen un estudio mucho más especializado y personalizado. Agregando a esta nueva tecnología, se le suma la aplicación de un software de reducción de artefactos metálicos (MARs) que serán beneficiosos en la calidad de la imagen. La realización de esta investigación requiere de la recolección de datos una vez adquiridas las imágenes tomográficas de su persona, por eso se elaboraron tres instrumentos para lograr el objetivo: Una ficha de recolección de datos, una escala de Likert de cinco puntos para la evaluación de la interpretabilidad diagnóstica y una escala de Likert para la evaluación de la calidad de imagen. La información que se recogerá será confidencial y no se usará para ningún otro propósito que no sea la recolección de datos para la presente investigación. Es importante que usted esté de acuerdo en la realización de este estudio, ya que a través de los instrumentos ya comentados, el investigador podrá recolectar datos y llegar a conclusiones precisas. La investigación no va significar ningún riesgo que pueda tentar contra su salud física y/o mental. Muchas gracias por su participación.

Firma:

ANEXO N°5

SOLICITUD DE PERMISO PARA LA EJECUCIÓN DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

“Año del Diálogo y la Reconciliación Nacional”

SOLICITO: Permiso para la ejecución del proyecto de investigación: *“Utilidad del software de Reducción de Artefactos Metálicos en tomografía computarizada aplicado a pacientes con implantes metálicos. Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, 2018”*. En el servicio de radiodiagnóstico, INEN.

DOCTOR: JOSÉ RODRÍGUEZ LIRA

DIRECTOR EJECUTIVO DEL DEPARTAMENTO DE RADIODIAGNÓSTICO DEL INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLASICAS

Yo, EDUARDO UBALDO PÉREZ MEJÍA, identificado con DNI N° 72491425, estudiante de la escuela Académico Profesional de Tecnología Médica en el área de Radiología solicito, que me permita recolectar imágenes tomográficas del Servicio de Radiodiagnóstico para poder realizar mi proyecto de investigación.

Me despido de usted expresando mi más sincero agradecimiento por acceder a mi solicitud.

Atentamente

Pérez Mejía, Eduardo Ubaldo

ANEXO N°6: FIGURAS

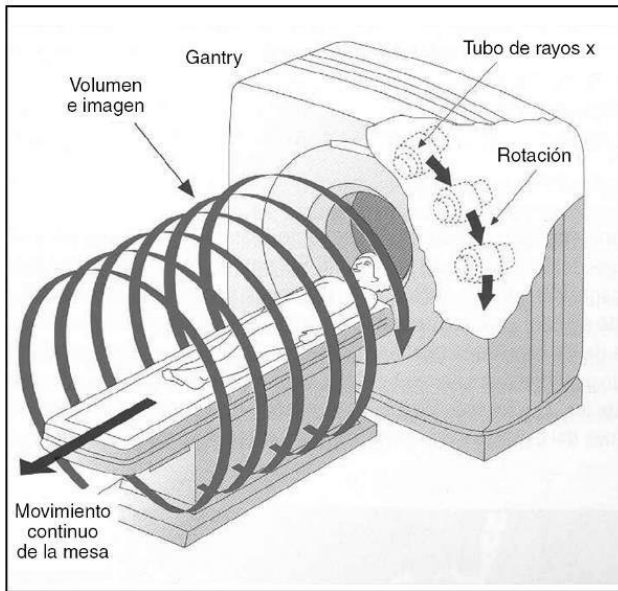
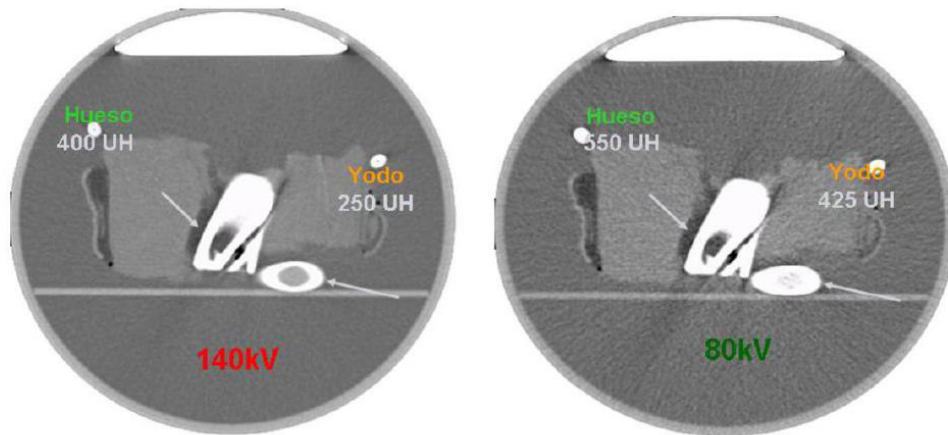


FIGURA N°1: TOMOGRAFÍA
COMPUTADA HELICOIDAL
(TCH)

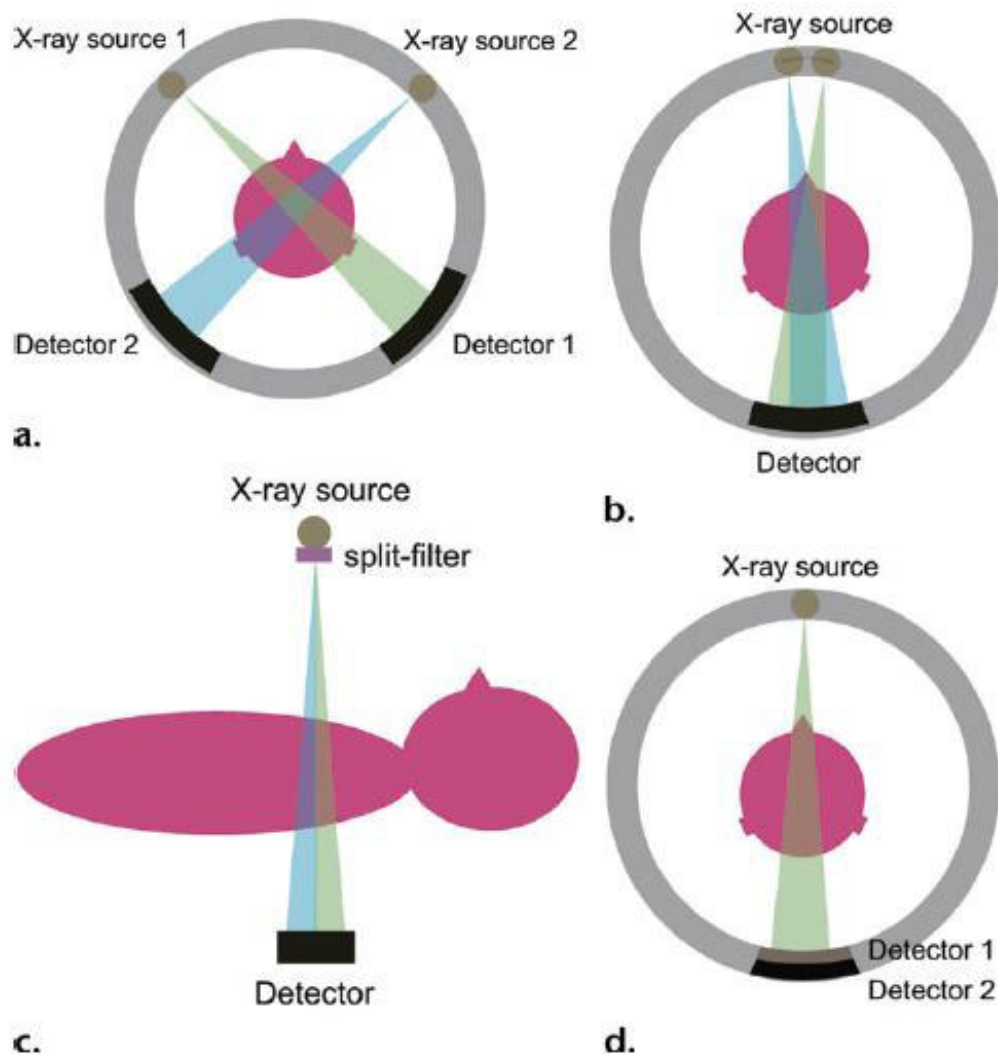
Fuente: Hofer M. Manual Práctico de TC –
Introducción a la TC. 4ta ed. España:
Panamericana; 2008. Pg. 8

FIGURA N°2: VARIACIÓN EN LA ATENUACIÓN DE YODO Y CALCIO A 80KV
Y 140 KV



Fuente: Roibás M. Energía dual TC: Fundamentos técnicos y aplicaciones clínicas. 31 Congreso Nacional
SERAM. Granada; 2012 May 25-28

FIGURA N°3: TIPOS DE SISTEMAS DE TC DE ENERGÍA DUAL: A. TC de doble fuente de rayos x con doble detector. B. TC de fuente única con cambio rápido de los valores kV. C. TC de fuente única con “Split-filter” en salida del tubo de rayos x. D. TC de fuente única con detector de doble capa o tipo sándwich.



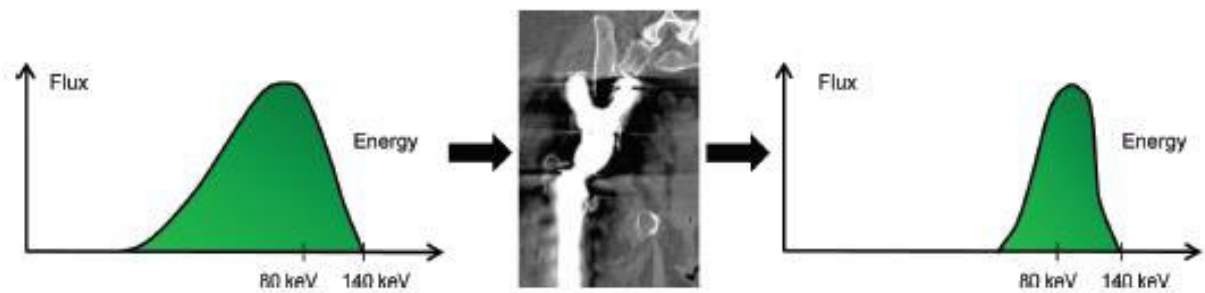
Fuente: Katsura M, Sato J, Akahane M, Kunimatsu A, Abe O. Current and Novel Techniques for Metal Artifact Reduction at CT: Practical Guide for Radiologists. RadioGraphics. 2018 Mar-Apr; 38 (2): 450-461.

FIGURA N°4: IMAGEN TC DE ARTEFACTO POR ENDURECIMIENTO DEL HAZ



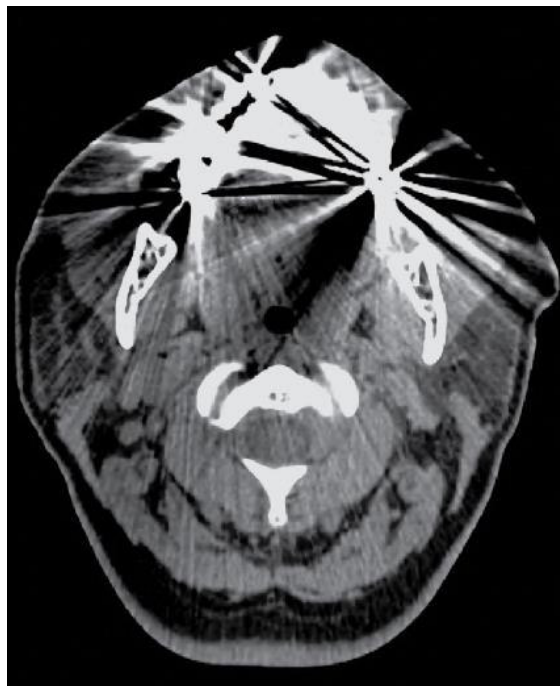
Fuente: Costa J, Soria JA. Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico. 1ra ed. Elsevier España; 2015.

FIGURA N°5: GRÁFICO SOBRE EL ARTEFACTO DE ENDURECIMIENTO DEL HAZ



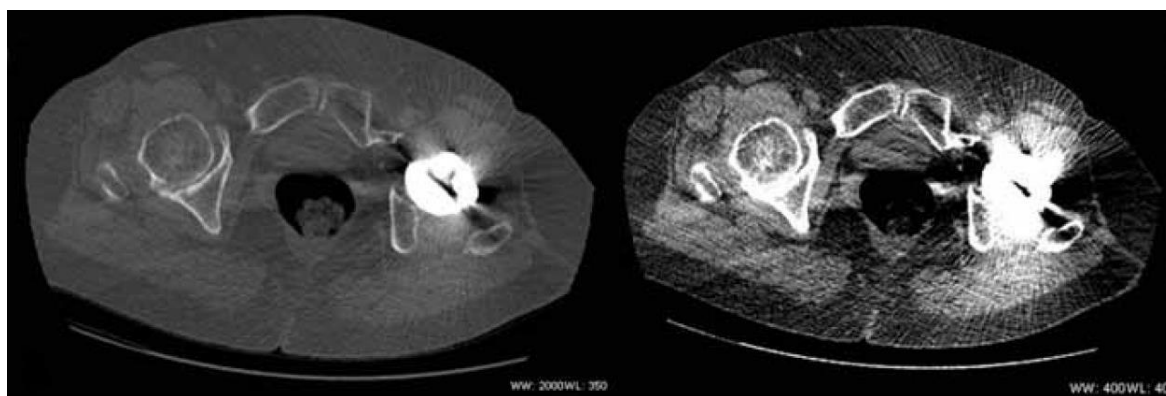
Fuente: Pessis E, Campagna R, Sverzut JM, Bach F, Rodallec M, Guerini H, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: reduction of metal artifacts at CT. Radiographics 2013; 33:573-583.

FIGURA N°6: IMAGEN TC DE ARTEFACTO METÁLICO



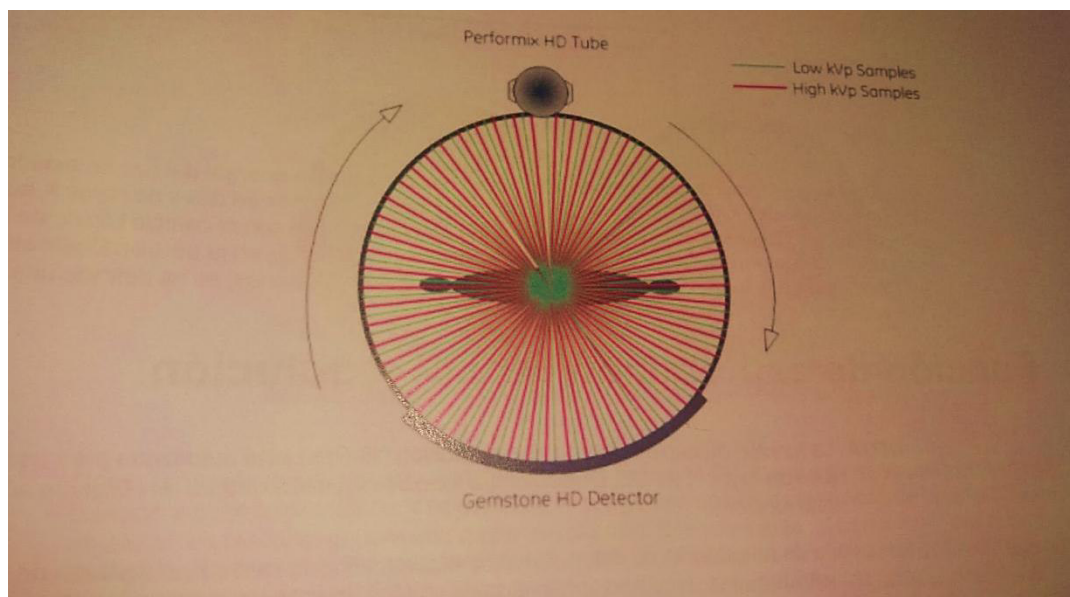
Fuente: Costa J, Soria JA. Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico. 1ra ed. Elsevier España; 2015.

FIGURA N°7: ARTEFACTO PERIPROTÉSICO EN VENTANA ÓSEA Y DE PARTES BLANDAS



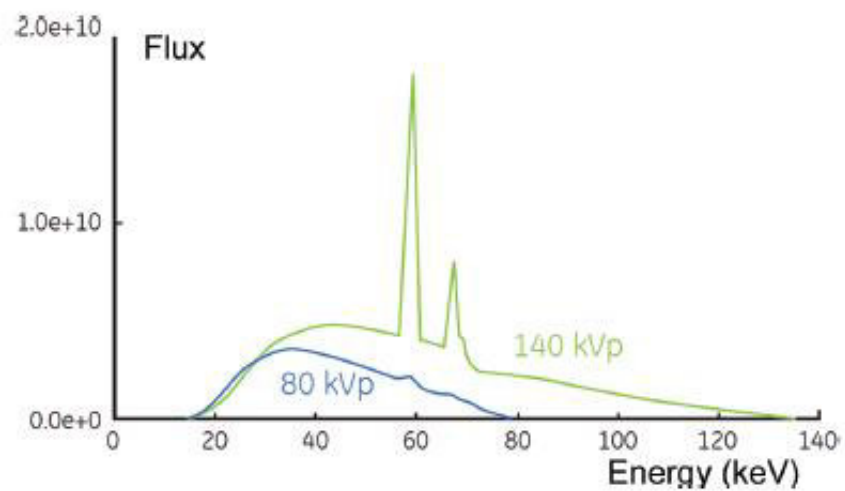
Reynoso E, Carrascosa P, Capuñay C, Rasumoff A, et col. Tomografía computarizada de doble energía: nueva tecnología para la reducción de artefactos de metal. Diagnóstico Maipú. Buenos Aires. 2017; 82 (1).

FIGURA N°8: IMAGENES ESPECTRALES GEMSTONE (GSI)



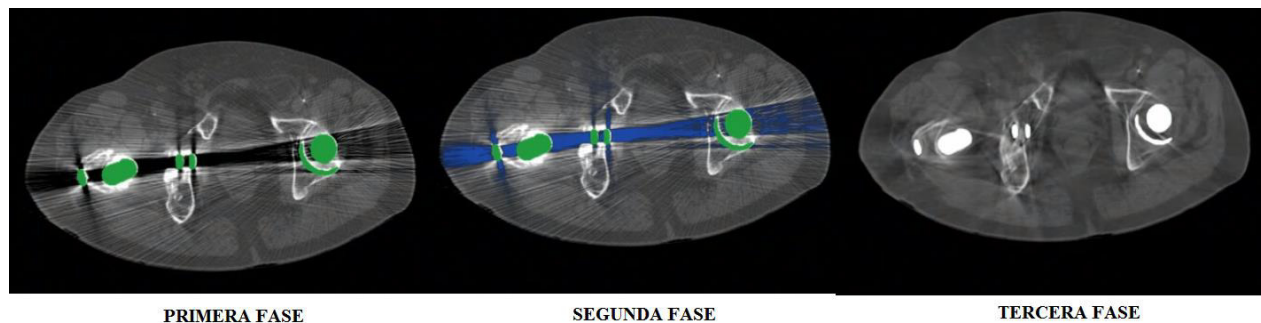
Fuente: MANUAL de referencia técnica. Revolution Discovery CT. General Electric. 2014.

FIGURA N°9: ESPECTROS POLICROMÁTICOS DE RAYOS X PARA 80 Y 140 KVP



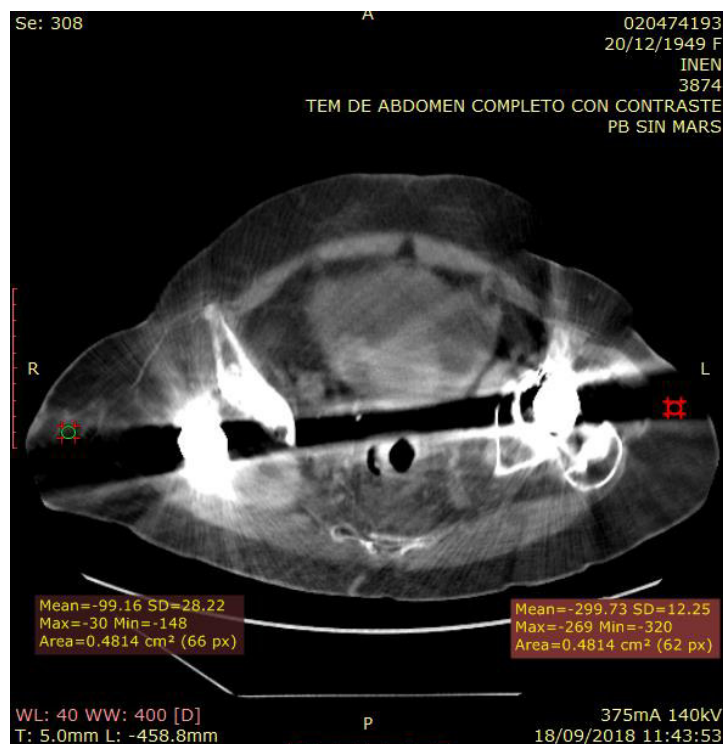
Fuente: Pessis E, Campagna R, Sverzut JM, Bach F, Rodallec M, Guerini H, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: reduction of metal artifacts at CT. Radiographics 2013; 33:573-583.

FIGURA N°10: PROCESO AUTOMATIZADO DE TRES FASES UTILIZADO POR EL SOFTWARE MAR-GE



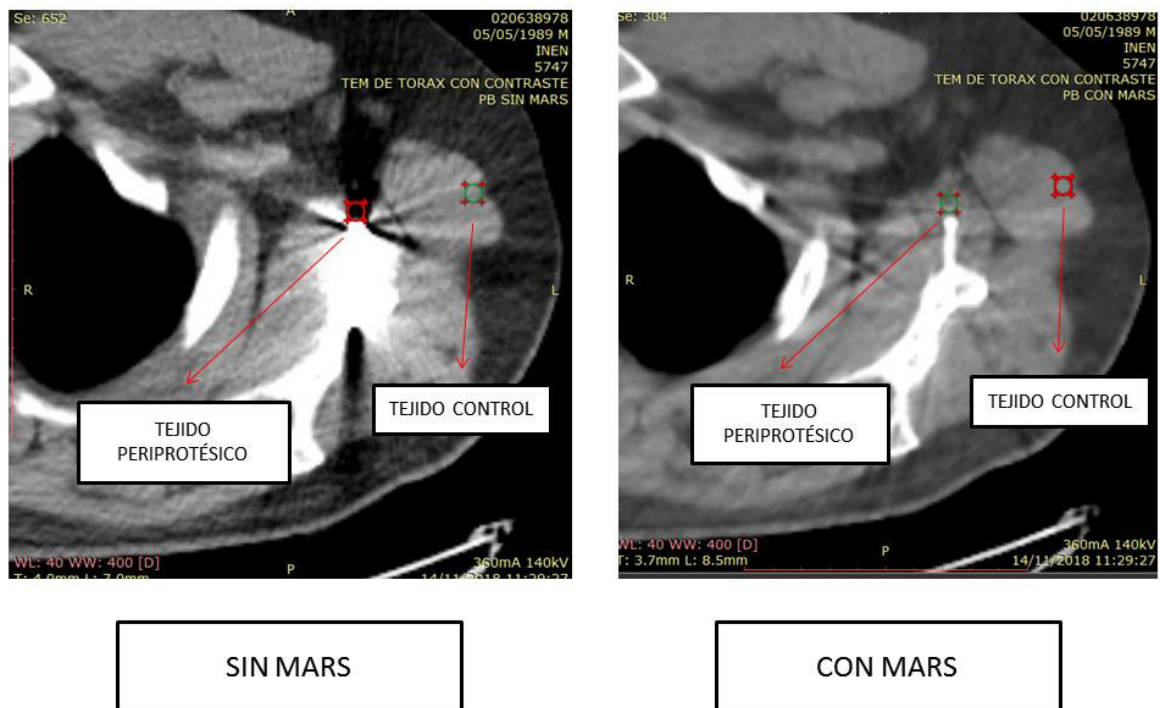
Fuente: Smart Metal Artifact Reduction (MAR) – General Electric Healthcare (GEHC). Nota descriptiva. 2013. [Internet] [citado Julio 20 2018].

FIGURA N°11: ROI PARA LA EVALUACIÓN PERIPROTÉSICA EN EL ÁREA DE MAYOR ARTEFACTO



Fuente: Elaboración propia.

FIGURA N°12: ROI EN TEJIDO PERIPROTÉSICO Y TEJIDO CONTROL EN PARTES BLANDAS



Fuente: Elaboración propia.

ANEXO N°7: TABLAS

TABLA N°1: UMBRAL DE LA CAPA K Y NÚMERO ATÓMICO DE DISTINTAS SUSTANCIAS FISIOLÓGICAS Y AGENTES DE CONTRASTE

Substance	K Edge (keV)	Atomic Number (Z)
Hydrogen	0.01	1
Carbon	0.28	6
Nitrogen	0.40	7
Oxygen	0.53	8
Calcium	4.00	20
Iodine	33.20	53
Barium	37.45	56
Gadolinium	50.20	64

Fuente: Coursey C. Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? Radiographics 2010;30:1037-1055.

TABLA N°2: PARÁMETROS DE CALIDAD DE LA IMAGEN

Calidad de imagen	Factores de los que depende
Homogeneidad	En un volumen de agua el valor de todos los vóxeles debe ser 0; todos deben tener el mismo valor; si no, el equipo está desalineado.
Resolución espacial	Es la capacidad para diferenciar entre pequeñas estructuras. Depende de: <ul style="list-style-type: none"> • Grosor de corte • Intervalo de reconstrucción • Filtro de reconstrucción
Ruido	<ul style="list-style-type: none"> • Tamaño del píxel • Grosor de corte • Eficacia de detectores • Tensión pico y filtrado • Dosis que recibe el paciente
Curva de transferencia de la modulación	Da información sobre la calidad de la imagen en función de la resolución espacial.
Contraste o resolución de bajo contraste	Es la capacidad de diferenciar estructuras con pequeñas diferencias de densidades entre ellas.
Artefactos	<ul style="list-style-type: none"> • Movimiento del paciente • Presencia de metales • Grosor de corte • Volumen parcial

Fuente: Costa J, Soria JA. Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico. 1ra ed. Elsevier España; 2015.

ANEXO N°8

PRUEBA DE NORMALIDAD

Prueba de Kolmogorov-Smirnov

Variable	p	estadístico
Tejido óseo: Densidad en tejido periprotésico Sin MARs	,000	Prueba de Wilcoxon
Tejido óseo: Densidad en tejido periprotésico Con MARs	,066	
Tejido óseo: Densidad en tejido control Sin MARs	,001	Prueba de Wilcoxon
Tejido óseo: Densidad en tejido control Con MARs	,003	
Partes blandas: Densidad en tejido periprotésico Sin MARs	,000	Prueba de Wilcoxon
Partes blandas: Densidad en tejido periprotésico Con MARs	,200	
Partes blandas: Densidad en tejido control Sin MARs	,200	Prueba de t de student de os muestras relacionadas
Partes blandas: Densidad en tejido control con MARs	,160	
Tejido graso: Densidad en tejido periprotésico Sin MARs	,050	Prueba de Wilcoxon
Tejido graso: Densidad en tejido periprotésico Con MARs	,015	
Tejido graso: Densidad en tejido control Sin MARs	,200	Prueba de t de student de os muestras relacionadas
Tejido graso: Densidad en tejido control con MARs	,200	

ANEXO N°9

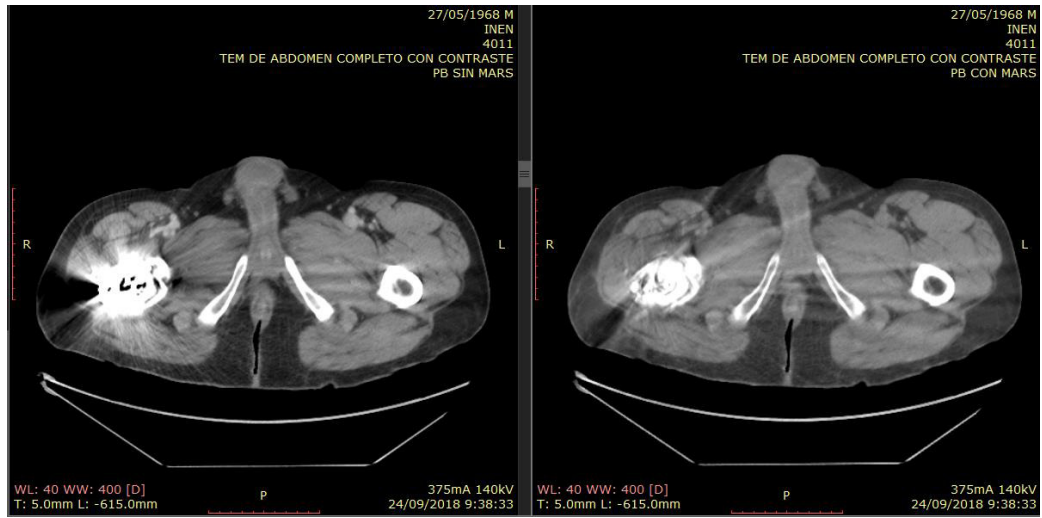
EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN

Calidad de imagen		Sin MARs		Con MARs	
		N	%	N	%
Tejido óseo	Total invisibilidad	2	4,0%	0	0,0%
	Severos artefactos	14	28,0%	0	0,0%
	Moderados artefactos con identificación insuficiente	18	36,0%	2	4,0%
	Moderados artefactos que permiten identificar	10	20,0%	10	20,0%
	Artefactos leves	6	12,0%	28	56,0%
	Tejido normal sin artefactos	0	0,0%	10	20,0%
Partes blandas	Total invisibilidad	14	28,0%	2	4,0%
	Severos artefactos	22	44,0%	4	8,0%
	Moderados artefactos con identificación insuficiente	8	16,0%	14	28,0%
	Moderados artefactos que permiten identificar	6	12,0%	12	24,0%
	Artefactos leves	0	0,0%	16	32,0%
	Tejido normal sin artefactos	0	0,0%	2	4,0%
Tejido graso	Total invisibilidad	14	28,0%	0	0,0%
	Severos artefactos	16	32,0%	8	16,0%
	Moderados artefactos con identificación insuficiente	10	20,0%	6	12,0%
	Moderados artefactos que permiten identificar	8	16,0%	20	40,0%
	Artefactos leves	2	4,0%	12	24,0%
	Tejido normal sin artefactos	0	0,0%	4	8,0%

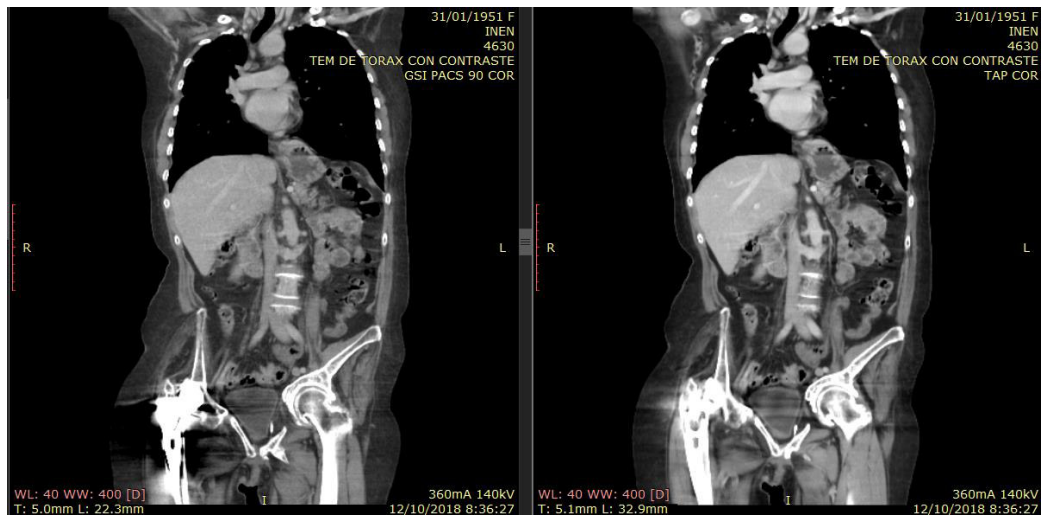
ANEXO N°10

FOTOGRAFÍAS ANEXAS

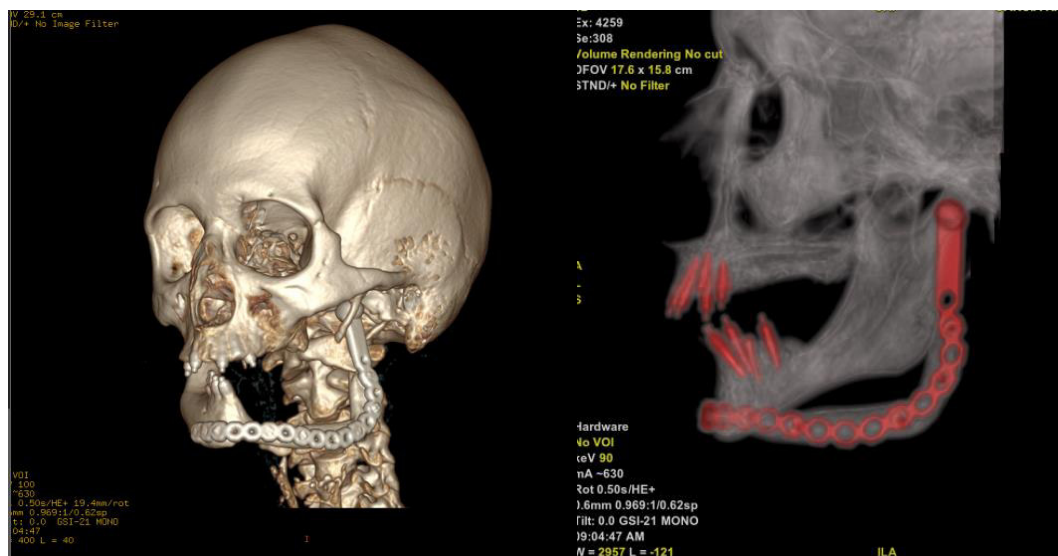
FOTOGRAFÍA ANEXA N°1: IMAGEN AXIAL SIN MARS (IZQ) Y CON MARS (DER). IMPLANTE METÁLICO DE FÉMUR.



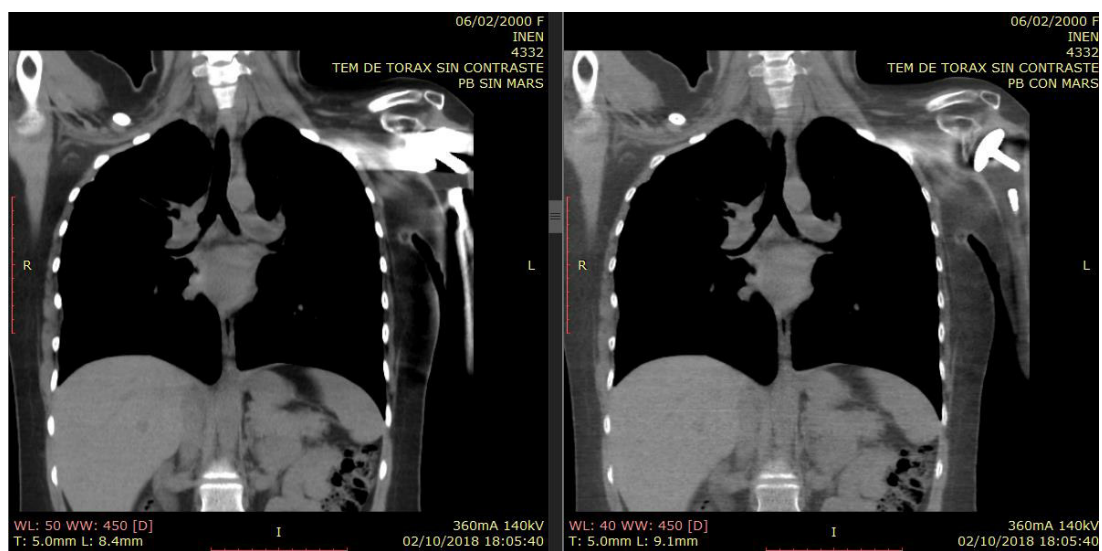
FOTOGRAFIA ANEXA N°2: IMAGEN CORONAL SIN MARS (IZQ) Y CON CONTRASTE (DER). IMPLANTE METÁLICO DE CADERA.



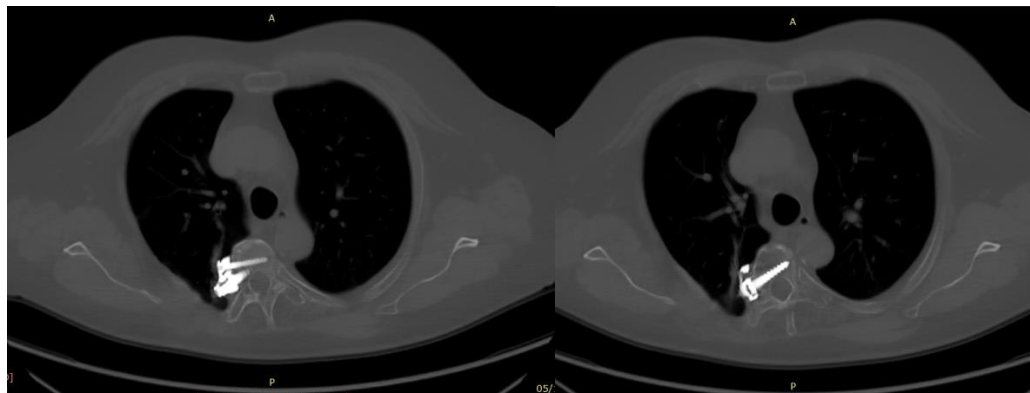
FOTOGRAFIA ANEXA N°3: RECONSTRUCCIONES 3D CON TCED Y MARS



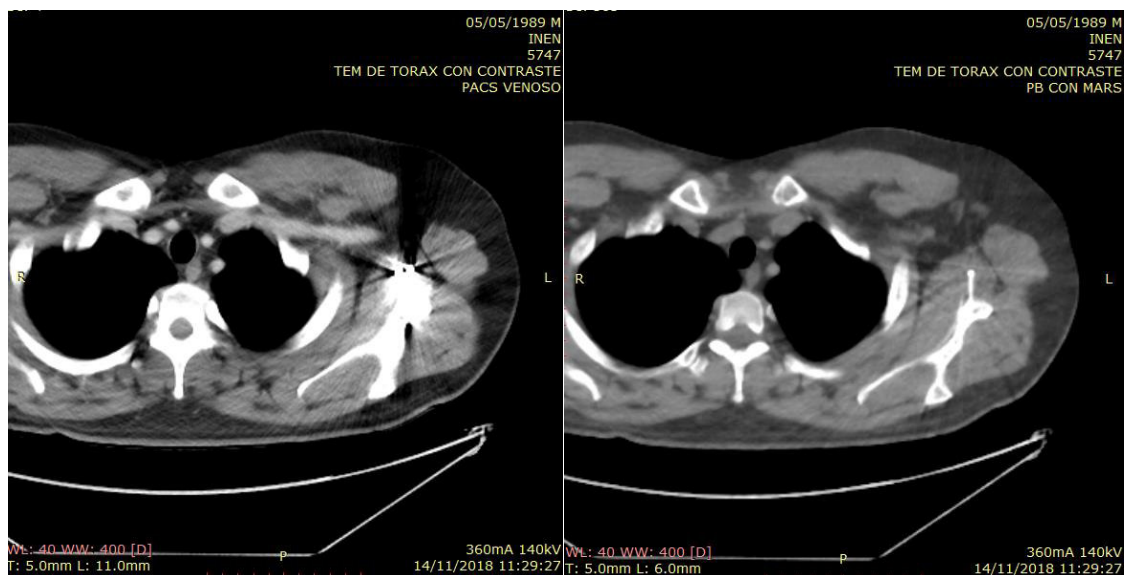
FOTOGRAFÍA ANEXA N°4: IMAGEN CORONAL SIN MARS (IZQ) Y CON MARS (DER). PRÓTESIS METÁLICA DE HOMBRO.



FOTOGRAFÍA ANEXA N°5: IMAGEN AXIAL CON VENTANA ÓSEA SIN MARS (IZQ) Y CON MARS (DER). TORNILLOS DE COLUMNA DORSAL.



FOTOGRAFÍA ANEXA N°6: IMAGEN AXIAL SIN MARS (IZQ) Y CON MARS (DER). CLAVOS EN EL HOMBRO.



FOTOGRAFIA ANEXA N°7: IMAGEN CORONAL DE CUELLO SIN MARS (IZQ) Y CON MARS (DER). PRÓTESIS METÁLICA EN COLUMNA CERVICAL.

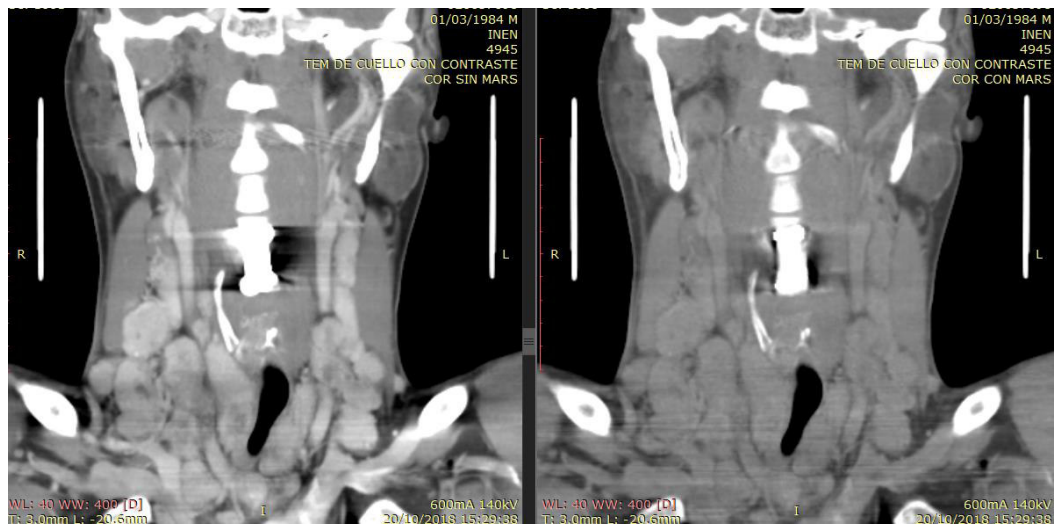


FIGURA ANEXA N°8: IMAGEN AXIAL SIN MARS (IZQ) E IMAGEN CON ARTEFACTOS SECUNDARIOS PROPIOS DEL MARS VISUALIZADOS COMO RAYAS HIPERDENSAS A NIVEL DE CUELLO (DER).



ANEXO N°11

VARIABLE	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	TIPO DE VARIABLE	ESCALA	INDICADOR	VALORES FINALES	FUENTE DE VERIFICACIÓN	INSTRUMENTO
SOFTWARE DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTOS METÁLICOS (MARs)	Software de reducción de artefactos metálicos que está diseñado para reducir los artefactos de producidos por implantes metálicos.	Con MARs - IMÁGENES ESPECTRALES MONOCROMÁTICAS VIRTUALES (IEMV)	Cuantitativa	Nominal	Tejido Periprotésico	- Artefacto de rayas negras - Artefacto de rayas brillantes - Sin artefacto	Imagen tomográfica	Hoja de recolección de datos
					Tejido Control	- Sitio anatómico contra lateral - Sin sitio contralateral		
		Sin MARs - IMÁGENES POLICROMÁTICAS (IP)	Cuantitativa	Nominal	Tejido Periprotésico	- Artefacto de rayas negras - Artefacto de rayas brillantes - Sin artefacto	Imagen tomográfica	Hoja de recolección de datos
					Tejido Control	- Sitio contralateral - Sin sitio contralateral		

IMAGEN TOMOGRÁFICA	Imagen tomográfica de una región determinada que luego de ser adquirida con la tecnología MARs - GSI será analizada cuantitativamente y cualitativamente.	Densidad de tipos de tejido	Cuantitativa	Razón	Unidades Hounsfield (UH)	- Óseo - Partes blandas - Grasa	Región de Interés (ROI)	Hoja de recolección de datos
		Calidad de imagen	Cualitativa	Nominal	Escala de tipo Likert	1.Total invisibilidad 2.Severos artefactos 3.Moderados artefactos con identificación insuficiente 4. Moderados artefactos que permiten identificar 5. Artefactos leves 6. Tejido normal sin artefactos	Imagen tomográfica	Hoja de recolección de datos
		Interpretabilidad diagnóstica	Cualitativa	Nominal		1.Total invisibilidad de estructuras 2. Calidad de imagen deteriorada por artefactos 3. Subóptima 4. Bueno 5. Excelente	Imagen tomográfica	Hoja de recolección de datos